博　士　論　文

自動車運転と携帯電話の同時処理における危険性とヒトの特性解析に関する研究

平成16年3月

神戸大学大学院自然科学研究科

東　義隆

目　次

第 1 章　緒論

1.1　研究の背景

携帯電話は，いつでもどこでも利用できるという利便性から，普及率は年々高くなってきている．

図 1.1 は日本および世界の携帯電話加入台数の推移を表している．2002 年における日本の携帯電話加入台数は 8,100 万台を超え，普及率は 63.6%に達した．一方，世界でみると，加入台数はすでに 10 億台を超え，普及率は 16.2%となっている．このことから，日本は世界における携帯電話台数の 10%近くの高いシェアを占めていることになる．また，図において，日本と世界の推移傾向がよく似ていることから，日本における携帯電話の加入台数増加は世界における加入台数の増加に大きく貢献していることがいえる．

携帯電話のこのような普及と，時間・場所を選ばず利用できるという利便性から，話したい相手と簡単にすばやく連絡を取ることができる．また，最近の携帯電話には

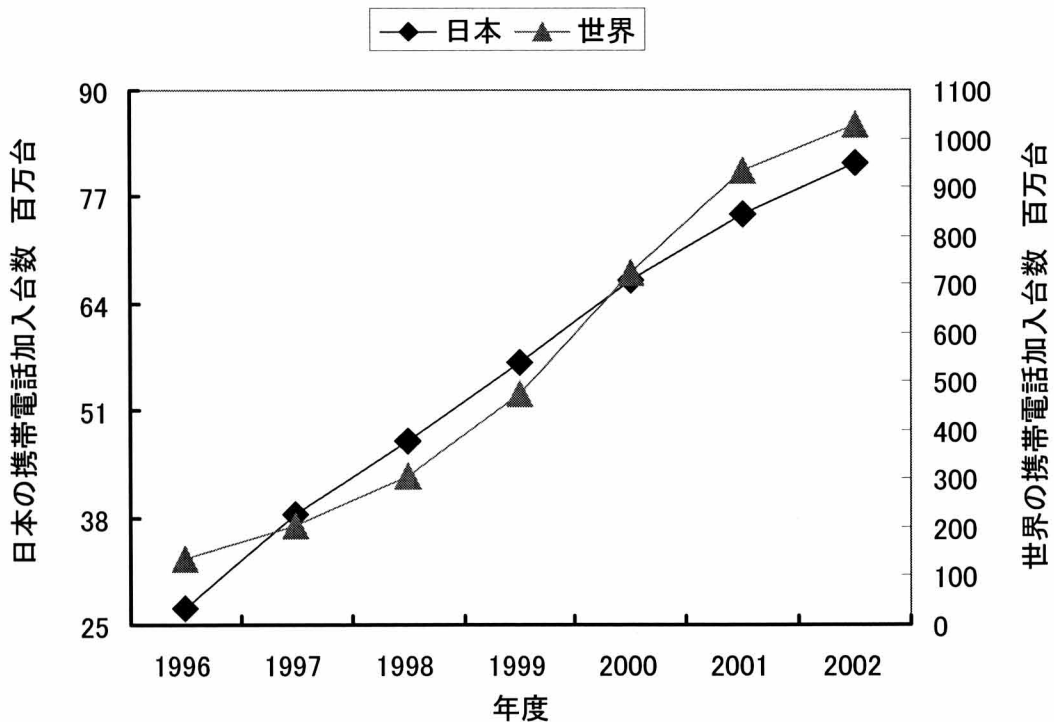



図 1.1　日本および世界の携帯電話加入台数の推移 [1-1)~1-4)]

インターネット・メール機能が標準で備わっており，多機能化により音楽や動画を楽しむツールとしても進化を遂げてきている．しかし，電話の本来の機能である通話に対する欲求は依然として無くならず，街のいたるところで電話片手に通話している姿を見かける．例えば，自動車運転中に利用したり，バイクや自転車を運転中に利用したりするケースは今や珍しくはなくなっている．道路を歩行中に電話を利用するに至っては日常茶飯事といっても過言ではない．このように，携帯電話の利用場所や利用状態が多様化してきているが，利用によっては交通事故の原因となることが多く，自動車運転時の人身事故をはじめ，駅のホームで携帯電話の利用者が電車にはねられる事故などが発生している．

このような事故の主因は，電話による会話に集中し周囲に対する注意が散漫になって，周囲の変化に対する反応が遅れることである．いわゆる「意識のわき見」が主な原因であると考えられるが，これによる危険性についてはこれまで多くの研究が行われてきた [1-5) ~1-10)]．そこでは，自動車運転中の携帯電話による会話は運転の安定性や会話の正確性に悪影響を及ぼすことなどが報告されている．

しかし，運転の安定性への影響は会話の内容によって異なると考えられるが，これまでの研究は，会話に含まれる想起，計算，雑談などの違いによる認知負荷の大きさによって会話を分類したものが多いといえる．携帯電話による会話が自動車運転にとってただ危険であるというのではなく，会話のどのような内容が自動車運転の何に影響するのかといった点について，脳内情報処理における干渉の観点から分類して影響を調べたものは見あたらない．

一方，携帯電話を用いた会話には時々ノイズなどが含まれるが，これらは会話音質を低下させるものである．自動車の中では電波受信の状態が悪いため，音質がさらに悪くなる．このように，会話音声にノイズが含まれる場合には，相手の会話を理解することが困難となることが予想される．従って，運転中の携帯電話使用時において，ノイズを含む会話音声を電話で聞く場合には，運転者の負担を大きくする可能性もあり，このため自動車事故の増加につながることが懸念される．従って，無線通信におけるノイズの低減は人間工学的な課題であるとされている．しかし，携帯電話による会話に含まれるノイズの実状についてはまだ明らかにされておらず，会話中のノイズに起因する聴覚認知負荷についてもまだ不明な点が多いと言える．

さらに，携帯電話は上に述べたように人間の意識状態に変化をもたらすものである

と言えるが，自動車運転中に携帯電話で会話をしている人や街の中を電話しながら歩いている人を見ると，携帯電話は人間の姿勢と動作にも変化をもたらしていることに気づく．最も大きな変化は自分自身の腕および手で自分の頭部を固定しているように見える点である．従来の固定電話や公衆電話を利用する際には電話行為そのものが目的であり，その間，電話に専念できたため，頭部を固定しても特に問題にはならなかった．しかし，携帯電話の場合には，人間のあらゆる生活や仕事の場において利用でき，しかも利用時には他の活動を伴うことが多いため，頭部の固定は他の活動へ影響し，場合によっては危険を誘発すると考えられるが，携帯電話による会話姿勢から我々が受ける動作制限について検討したものは見当たらない．

1.2 研究の目的および方法

以上より，本研究では自動車運転と携帯電話の同時処理における危険性とヒトの特性を解析することを目的として以下の 3 つのテーマに取り組み，実験的検討によって各種特性を定量的に明らかにすることを目的とする．

1. 携帯電話による会話と自動車運転の同時処理における空間的および非空間的情報の干渉
2. 携帯電話を用いた会話における音質低下およびそれに伴う聴覚認知負荷
   (a) 音質低下の測定
   (b) 脳神経反応の計測
3. 携帯電話による会話姿勢が首の可動域と回転速度に与える影響

まず第 1 に，携帯電話による会話と自動車運転の同時処理における空間的および非空間的情報の干渉について検討する．実験では，携帯電話を用いた会話内容に対して脳が処理する空間的情報や非空間的情報が，自動車運転のために脳が対応する空間的情報処理と非空間的情報処理のそれぞれに対してどれだけ干渉し悪影響を与えるかを，自動車運転シミュレータを用いて検討する．

携帯電話による会話に色の話題が出ればそれは脳にとって非空間的情報(色覚的情報)であり，目的地への道順や位置の話題が出ればそれは空間的情報であると考えら

れる．一方，自動車運転において信号の色を判断してブレーキ操作を行うのは，脳にとって非空間的情報処理(色覚的情報処理)に相当し，道路上の自動車の左右位置を操舵するハンドル操作，および車間距離を制御するブレーキ操作は空間的情報処理に相当すると考えられる．

本実験では，自動車運転のそれぞれの情報処理に対して，会話のそれぞれの情報処理が与える影響の大きさを測定する．

なお，シミュレータでは自動車の左右変化量と車間距離変化量を運転の特性として総合的に評価できるようにしている．その他，自動車運転と携帯電話の同時行為におけるメンタルワークロードとして，緊張や集中の度合いを皮膚血流量で評価する．

第2に，携帯電話を用いた会話における音質低下およびそれに伴う聴覚認知負荷について検討する．実験では，まず携帯電話を走行中の自動車内で用いた場合の音質低下およびノイズの発生について検討することを目的とする．次いで，音質の低下した会話音声を携帯電話で聴く場合に，聴覚認知負荷があるかどうかについても検討する．

まず，800MHz と 1.5GHz のそれぞれの周波数帯域において，TDMA サービスを提供する携帯電話事業者 2 社の 2 つの携帯電話を用いて，会話音質の低下を測定する．会話音質としてはスペクトルの乱れ，伝達遅れ，途切れを取り上げる．会話は建物内の発信側の携帯電話から約 5km 離れた自動車内の受信側の携帯電話に対して行う．測定は車の停車中および走行中の 2 条件について行う．

次に，会話音声の途切れに伴う聴覚認知負荷を調べるために，脳神経活動の計測を行う．MEG(magnetoencephalography:脳磁図;NeuroMag-122,Finland) [1-11]を用いて，非侵襲に脳磁場の計測を行い，脳活動を定量的に評価する．MEG データの解析は波形の処理と信号源の解析に分けて行う．

第3に，携帯電話による会話姿勢が首の可動域と回転速度に与える影響について検討する．

本実験では新しいヒューマンインタフェースやツールが人間の姿勢や動作を抑制する側に制限するものであってはならないとの観点から，携帯電話による会話姿勢から我々が受ける動作制限について検討する．具体的には会話姿勢によって生じる外耳圧迫力が，首の可動域や回転速度をどの程度制限するかを実験によって明らかにする．本実験では主に自動車運転における座位姿勢を想定し，臀部を固定した場合の上半身

の姿勢と動作を対象とする．臀部を基準とした頭部の動きに関する知見は，立位姿勢の場合の研究へつながるものであると考える．また，本研究では携帯電話の会話中に何らかの危険を察知し，とっさに振り向くことを想定しており，そのときには携帯電話を耳から離さないことを前提としている．

以上，携帯電話と自動車運転の同時行為における危険性の問題に関して，未解決かつ重要であると思われる問題点を本研究のテーマとして取り上げた．これらの内容について検討を行い，各種影響や特性を明らかにしていくことは，同時行為における安全システムや安全なツールを考慮していく上で有用であると考える．

1.3 本論文の構成

本論分の構成を図 1.2 に示す．その内容をまとめると以下のようになる．

第 2 章では，携帯電話と自動車運転に関する研究の現状と動向について述べる．また，携帯電話の使用と交通事故の実態についてまとめるとともに，運転中の携帯電話使用を規制する法律についても述べる．

第 3 章では，携帯電話を用いた会話内容に対して脳が処理する空間的情報や非空間的情報が，自動車運転のために脳が対応する空間的情報処理と非空間的情報処理のそれぞれに対してどれだけ干渉し，悪影響を与えるかを，独自に開発した自動車運転シミュレータを用いて検討する．

第 4 章では，携帯電話を用いた会話における音質低下すなわち，スペクトルの乱れや伝達遅れ，途切れの特性について検討する．さらに，音質低下による途切れた会話音声を携帯電話で聴く際の聴覚認知負荷を，MEG を用いた脳神経活動の測定によって検討する．

第 5 章では，携帯電話による外耳圧迫力が首の可動域や運動速度に与える影響について検討する．実験では外耳圧迫力測定器を製作し，携帯電話を耳に押し当てたまま首の静的な可動域並びに動的な回転速度を計測する．

第 6 章では，本研究で得られた研究成果の総括を行う．

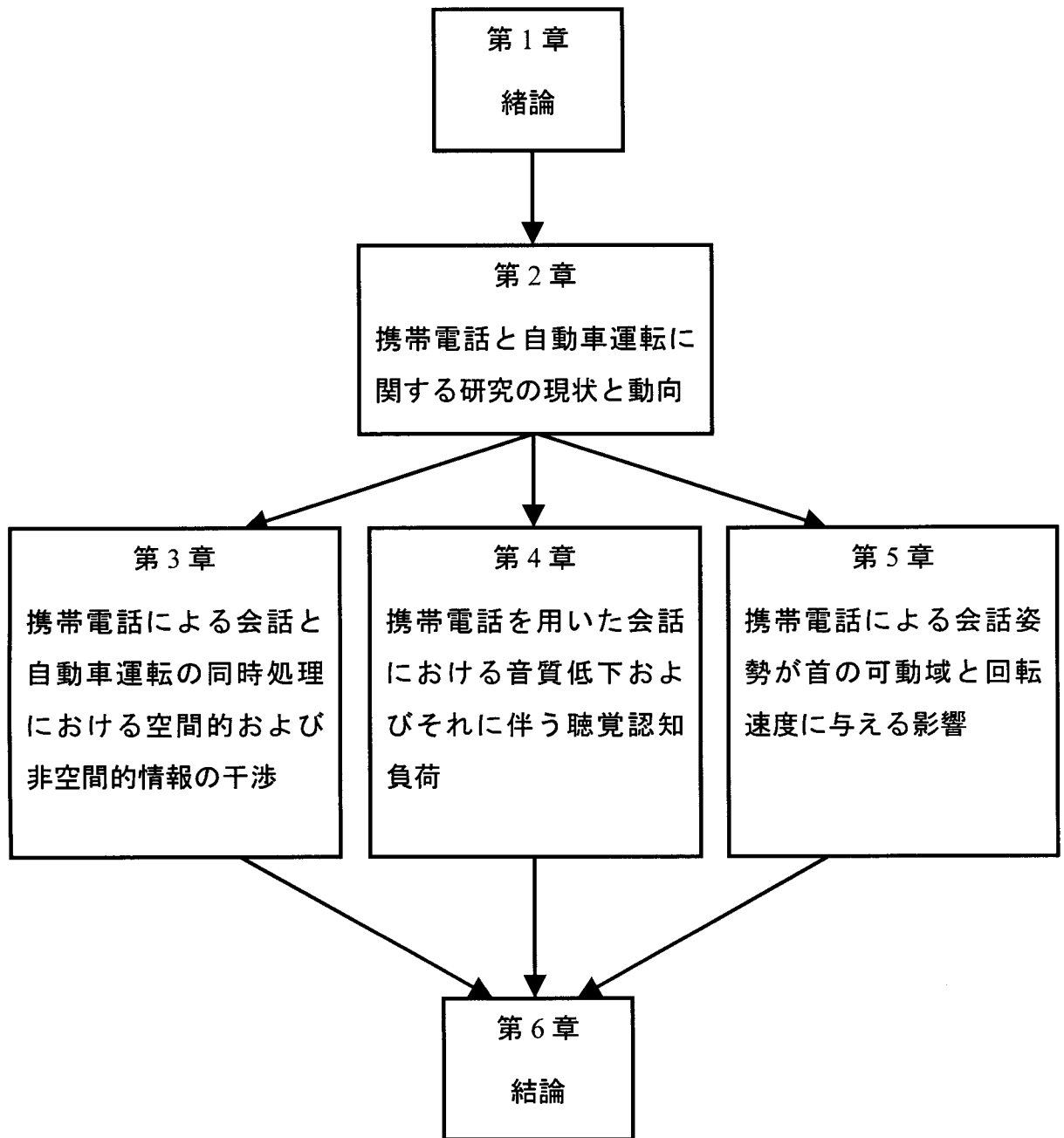



図 1.2 本論分の構成

参考文献

1-1) 社団法人　電気通信事業者協会, http://www.tca.or.jp

1-2) 総務省　統計局統計センター, http://www.stat.go.jp/data/jinsui/index.htm

1-3) GSM World News – Statistics,

http://www.gsmworld.com/news/statistics/index.shtml

1-4) World Population, http://www.ibiblio.org/lunarbin/worldpop

1-5) Brookhuis, K. A., De Varies, G. and De Waard, D., The effect of mobile telephoning on driving performance, Accident Analysis and Prevention, 23, No.4, (1991), pp.309-316.

1-6) Mcknight, A. J. and Mcknight, A. S., The effect of cellular phone use upon driver attention, Accident Analysis and Prevention, 25, No.3, (1993), pp.259-265.

1-7) Alm, H., Nilson, L., The effect of a mobile telephone task on driver behavior in a car following situation, Accident Analysis and Prevention, 27, No.5, (1995), pp.707-715.

1-8) 川野常夫, 西田修三, 橋本正治, 森脇俊道, 自動車運転と携帯電話の同時行為における運転・会話特性と衝突回避反応に関する研究, 交通科学, Vol.28, No.1, No.2, (1998), pp.66-70.

1-9) Goodman, M. J., Tijerina, L., Bents, F. D. and Wierwille, W. W., Using cellular telephones in vehicles : safe or unsafe?, Transportation Human Factors, Vol.1, No.1, (1999), pp.3-42.

1-10) Haigney, D., Westerman, S.J., Mobile (cellular) phone use and driving : a critical review of research methodology, Ergonomics, 44, (2001), pp.132-143.

1-11) Hämäläinen,M., Hari,R., Ilmoniemi,R.J., Knuutila,J., and Lounasmaa,O.V., Magnetoencephalography-theory, instrumentation, and pplications tononinvasive studies of the working human brain, Reviews of Modern Physics, 65-2, (1993), pp.413-497.

第2章 携帯電話と自動車運転に関する研究の現状と動向

日本における携帯電話のルーツは，日本電信電話公社が1953年に開始した「港湾電話」である[2-1]．これは東京湾と大阪湾に停泊している船舶，または航行中の船舶を対象としたもので，別称をハーバーサービスと呼んでいた．船舶内の電話からは，基地局－船舶電話取扱局－陸の電話へと接続を行うことで通話を可能にしている．

1979年，東京地区においてアナログ方式で大都市サービスとしては世界初となる「自動車電話サービス」が開始された[2-2]．それは，当時の家庭用プッシュフォン電話の形状を応用したもので，無線機を含めると7kgもある重厚なものであった(図2.1)．そして1985年には，電源部とアンテナ部を1つのボックスに収納し，電話そのものを持ち運ぶことのできる「ショルダーホン」が登場している．

このショルダーホンは，「自動車の外に持ち出しても使える」といった用途で開発

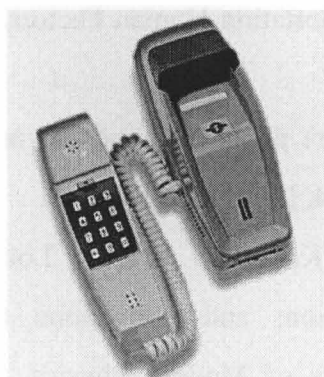



図2.1 自動車電話[2-3]

図2.2 ショルダーホン(100型)[2-3]

図2.3 802型[2-3]

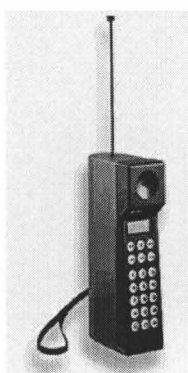



図2.4 803型[2-3]

図2.5 ムーバP[2-4]

されており，携帯性に関してはまだまだ十分なものではなかった．本体サイズは縦19cm，横22cm，奥行き5.5cm．重さは3kg(100型)(図2.2)と，やや厚めな上，かなり重たいショルダーバッグという印象である．当然ながらこれも自動車電話のひとつであって，この頃にはまだ「携帯電話」という名称は存在しなかった．

さて，正式に「携帯電話」という名称が登場したのは1987年のことである．バッテリーとハンドセットが合体したカマボコのような形状で，従来のハンドセットを取り外して電話をするというスタイルから，電話番号を押してから発信ボタンを押すスタイル(ハンドセット＝本体)に大きく変化した．

これはバッテリーの小型化によって実現したが，それでも重量が900g(802型) (図2.3)もあった．現在の人気モデルの10倍近くある．しかし，ショルダーホンの3分の1にまでなったことで，持ち運びの自由度はかなり広がっている．1989年にはさらに重量が640g(803型)(図2.4)と軽くなって，1991年には220g(NTT，ムーバP)(図2.5)を実現している．

1993年，NTT DoCoMoからデジタルムーバが発売された．これを機に各事業者は電波の利用効率を高めるために，積極的にデジタル化を推進することになった．

1994年には，レンタル制から売り切り制(端末販売の自由化)となり，利用料金も下がっていった．これをきっかけに，端末の売れ行きに大きく影響する軽量化，小型化，待ち受け時間，通話時間等のスペック競争が激化し始めた．J-フォン，ツーカー，デジタルツーカーが新規参入し，1995年にはPHSサービスもスタートしたことからますます競争が激しくなった．1996年10月に松下通信工業がNTT DoCoMo向けに供給した「デジタルムーバP201HYPER」(図2.6)は重量93g，容積93ccとデジタル携帯電話としては初めて重量・容積とも一気に100g，100ccの壁を破った．

その後，多機能化が進み，97年から99年にかけて各社端末ともインターネットメールが可能となった．ニュース，天気予報等の文字による情報提供サービスもこの頃に始まった．

1999年2月にはNTT Docomoがiモードサービスを開始し，携帯電話からインターネット接続が可能となった．各種iモードサイトへアクセスすることにより，ニュースや天気予報等の文字情報のみならず，PCのインターネットと同様に，写真などの画像が閲覧できるようになった．これによって，液晶画面の大型化，カラー化が進むことになった．

図 2.6 デジタルムーバ
P201HYPER[2-5]

図 2.7 デジタルムーバ
N503iHYPER[2-6]

図 2.8 FOMA
P2102V[2-7]

2001 年には i アプリ対応機(Java 搭載)が発売され，PC と同じようにアプリケーションを動かすことも出来るようになった．特にゲームをプレ-インストールした機種が多く発売された(図 2.7).

2001 年 10 月には第 3 世代-IMT2000 方式のサービスが地域限定で始まった．W-CDMA 方式を採用し，FOMA 端末を使用して，最大 384Kbps という高速データ通信を行えることが特長である．テレビ電話や動画撮影，メニューサイトから映像をダウンロードして見ることが出来る i モーション等，高速データを生かした新しい機能が付加された(図 2.8).

このように，携帯電話の技術は年々進歩しており，音声通話のみならず様々な機能が使用可能となっている．このことにより，携帯電話の普及率も高くなってきている．

携帯電話(PHS を含む)の加入台数合計は，2003 年度には 8300 万台を越え，人口に対する普及率は 65%台に達した．この背景には，いつでもどこでも利用できるという利便性のほか，上に述べたような携帯電話の多様化が考えられる．すなわち，携帯電話が従来の話をするための電話から，メールやインターネット探索を行うための機能，さらには音楽や動画配信機能を多数備えた携帯ツールとして，進化を遂げてきたことが考えられる．今後はマルチメディアツールとしてさらに進化し，他の情報機器とのネットワーク化も考えられ，生活の必需品として携帯電話の普及率はさらに高くなるものと予測される．

このような状況の中で，携帯電話を自動車内に持ち込み，使用するケースが増えてきた．すなわち，運転者が自ら持ち込んだ携帯電話を使用し，運転の最中に電話をする光景は，いまや珍しいことではなくなっている．それに伴って，自動車運転中の携

帯電話使用に起因する交通事故が急増し，運転中の携帯電話使用は安全性の面から社会問題にもなっている．同様の問題を抱えるアジア，ヨーロッパの一部の国やアメリカの州の一部ではすでに法規制が実施されている．我が国では携帯電話の走行中の使用を禁止する法律が 1999 年 5 月に公布され，同年 11 月から実施されるに至った．

本章では，携帯電話の使用と交通事故の実態や法規制などについて紹介するとともに，自動車運転と携帯電話の同時行為を扱った内外の研究の現状と動向をまとめる．

2.1 携帯電話の使用と交通事故の実態

埼玉県警察本部[2-8]は，携帯電話の普及率が特に伸び始めた 1996 年頃から，自動車運転時の携帯電話使用に起因する交通事故が急増していることを報告している．

警察庁交通局が発表した携帯電話使用に係る交通事故件数と携帯電話加入台数の推移を図 2.9 に示す[2-9]．図からわかるように，1998 年まで携帯電話台数の増加に伴い人身事故件数が増加している．

一方，図 2.10 に示すように，1999 年 11 月の道路交通法の改正直後に事故件数が大きく減少していることがわかる．しかし，その後の推移を見ると，緩やかではあるが事故件数は増加傾向にある．

携帯電話使用に関する交通事故件数 —○— 携帯電話加入台数の推移

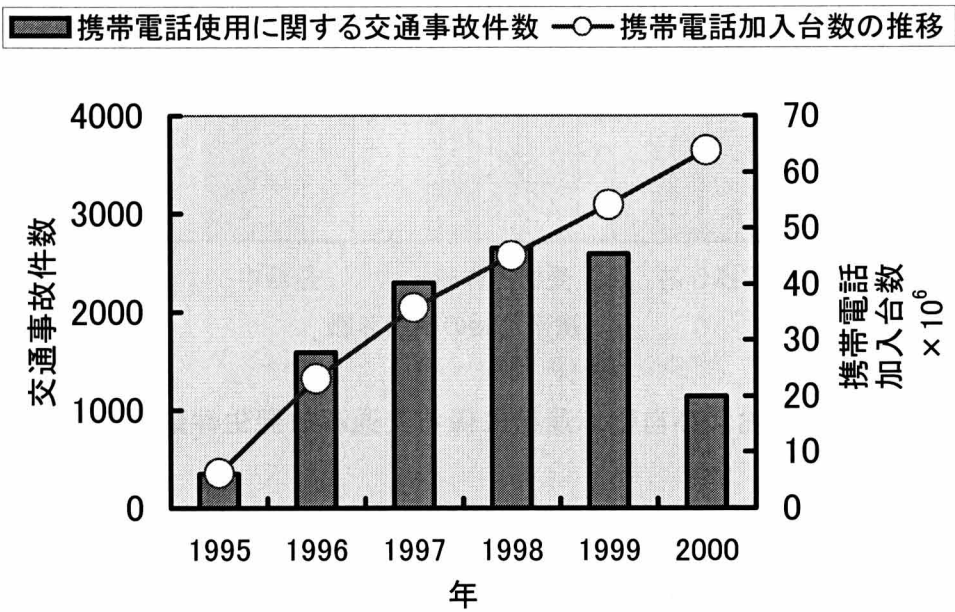



図 2.9 携帯電話使用に係る交通事故件数と携帯電話加入台数の推移

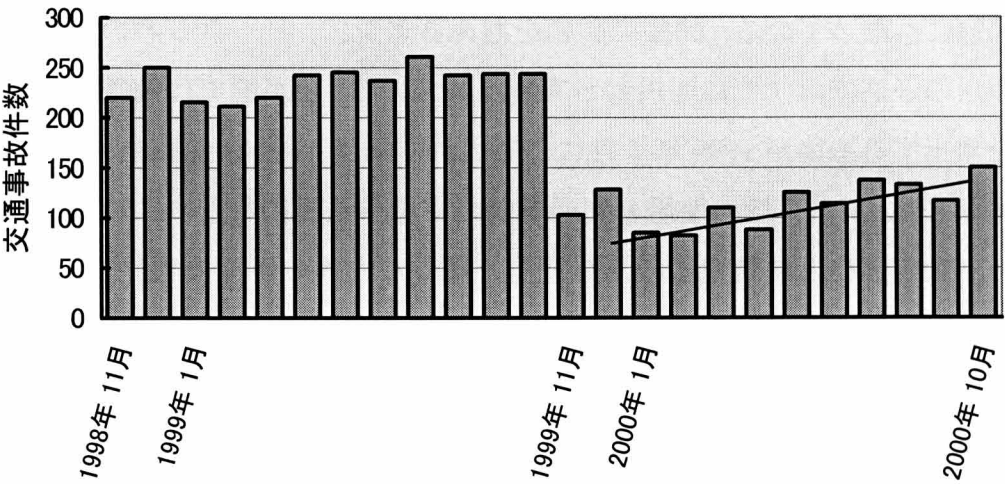



図2.10　1999年11月の法施行前/後の携帯電話使用に関する交通事故件数の月別変化

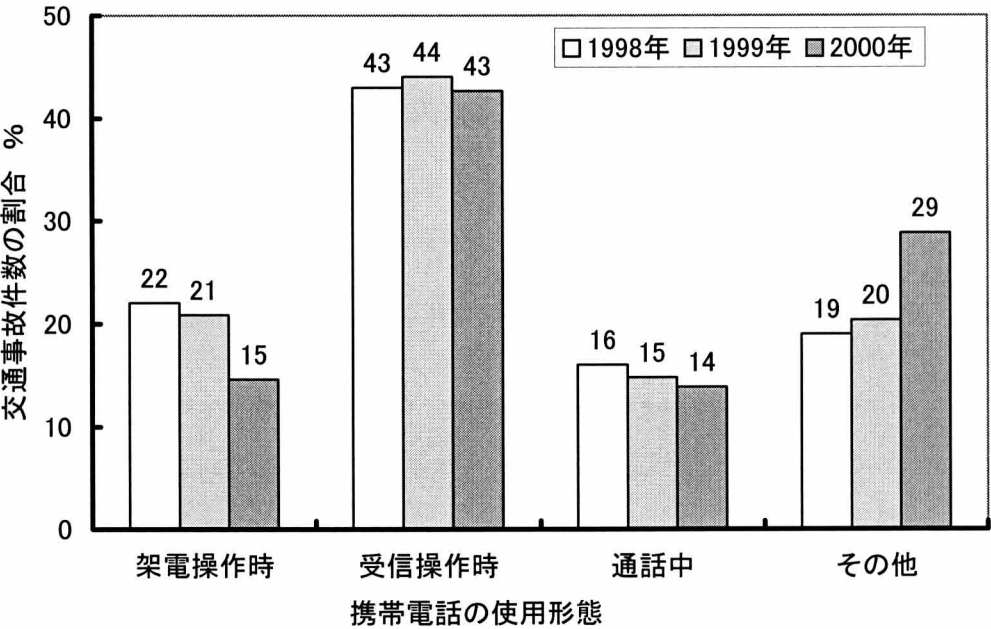



図2.11 携帯電話および自動車運転に係る交通事故発生件数の使用形態別割合

携帯電話の使用形態には，電話を架けようとする架電操作，出ようとする受信操作および通話などがあるが，使用形態別に交通事故件数の割合をまとめた結果を図2.11に示す[2-9]．図からわかるように，受信操作時の事故件数が最も多く，1998年～2000年のいずれの年も40%を越え，次に架電操作時が20%前後，通話中が約15%と続く．

ここで,「その他」について見ると,他の使用形態と比べて2000年に事故件数が増加していることがわかるが,これは前に述べたような携帯電話の多様化が関係しているのではないかと考えられる.

2.2 法規制

以上のような状況にかんがみ,1996年10月より運転中の携帯電話使用に関する教則が強化され,広報啓発活動が行われてきたが,その効なく携帯電話使用等に係わる交通事故は先の図2.9に示したとおり増加傾向が続く結果となった.そのため携帯電話の走行中の使用に係わる法律を明確化する機運が高まり,1999年5月10日に法律が公布され,同年11月1日から施行されるに至った[2-10) 2-11)].オーストラリアやイタリア,イギリスなどのいくつかの政府は運転中の携帯電話使用を制限する法律をすでに施行している.

また,カーナビゲーション装置についても,出荷台数が1998年12月において367万台を越えるといった急速な普及を遂げている.それに伴い当該装置に係わる交通事故発生件数は,人身事故発生件数が146件(対前年比15.0%),死傷者数が216人(対前年比14.9%)と顕著に増加している[2-11)].

今回の法規制では,携帯電話だけでなくカーナビも含めて,以下のように明文化されている.

このように禁止された理由として,「携帯電話,自動車電話等を走行中に使用すると,操作の際に視線が電話機に向けられ,前方不注意となるとともに,ハンドル等の運転操作が不安定になる.さらに,通話に気をとられ,前方不注意となる.このように,携帯電話等の走行中の使用は危険であるため」となっている.

そのほか,安部[2-11)]によれば,条文の細部について以下のような付加説明がなされている.条文中の「その全部または一部を手で保持しなければ送信及び受信のいずれをも行うことができないものに限る.」とは,マイクとスピーカーの両方を同時に手に持った状態で使用する無線通話装置のことを指し,タクシー無線のように相手の音声が自動車に取り付けられたスピーカーから出る装置で,手に持つことなく受信できるものについては今回の禁止の対象とならない.同様に,いわゆるハンズフリー装置の場合も禁止の対象とはならない.

また,条文中の「通話のため」とは音声による情報伝達を目的としてという意味で,

（運転者の厳守事項）

第71条　車両等の運転者は，次に掲げる事項を守らなければならない．

5の5　自動車または原動機付自転車を運転する場合においては，当該自動車等が停止しているときを除き，携帯電話用装置，自動車電話用装置その他の無線通話用装置（その全部または一部を手で保持しなければ送信及び受信のいずれをも行うことのできないものに限る．）を通話（傷病者の救護または公共の安全の維持のため当該自動車等の走行中に緊急やむを得ずに行うものを除く．）のために使用し，または当該自動車等に取り付けられ若しくは持ち込まれた画像表示用装置（道路運送車両法第41条第16号若しくは第17号または第44条第11号に規定する装置であるものを除く．）に表示された画像を注視しないこと．

通話の相手方が留守番電話になっている場合や気象情報等を聴く場合も含まれる．

他方，携帯電話等のディスプレイ表示部に表示される文字情報等を利用して行う銀行振込やレストランガイドの検索等は含まれない．ただし，当該ディスプレイ表示部は本号の「画像表示用装置」に該当し，表示された文字情報等を見続ける行為は，本号の「注視」に該当する．

さらに「傷病者の救護又は公共の安全の維持のため」とは，例えば，患者宅に向かう医師が，走行中に必要な措置を患者の家族に連絡する場合や，警察官が同乗者を伴わないで無線機のない自動車を運転中に，犯罪捜査等でやむを得ず連絡する場合が該当する．

「画像表示用装置」とは，液晶等により画像を表示するための装置一般を意味しており，カーナビやカーテレビ，携帯電話等のディスプレイ表示部等が該当する．一方，規制の対象から除かれる装置とは，液晶式等の速度計，走行距離計，車両後方の映像を映すバックモニターなどで，安全に運転する行為に直結するものとする．

「注視」とは，見続けることであり，カーナビゲーション装置は，表示された画像の一瞥を数回行うことにより情報がわかる装置であるため，通常の使い方をする限り問題はない．

罰則規定は法第71条第5号の5に違反し，よって道路における交通の危険を生じ

させる行為に対する点数を 2 点とするとともに，反則金の額を大型車については 1 万 2,000 円，普通車については 9,000 円，二輪車については 7,000 円，原付車については 6,000 円とされた．

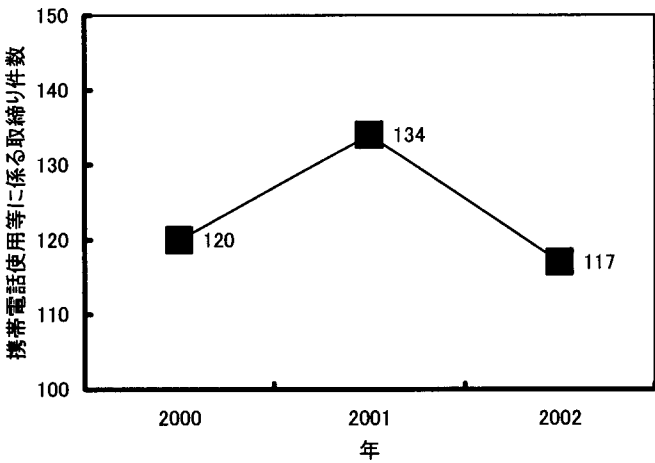
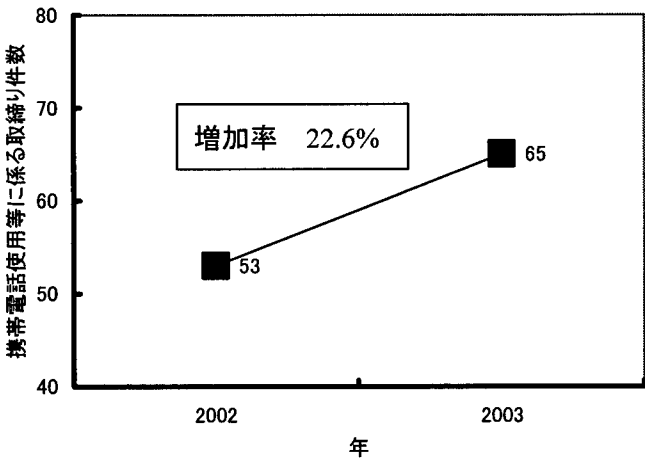
前節で述べたように，本道交法の施行後 1999 年 11 月の 1 ヶ月間の携帯電話使用に起因する人身交通事故件数は減少し，10 月の約 2/5 の 100 件となった．また，カーナビによる事故も前月の 1/9 の 3 件に減った．これに対し，警察庁は法施行の効果は現れているが，まだ重大な事故が発生していると警告している．

(a) 年度別による違反取締り件数の比較

(b) 上半期の違反取締り件数の比較

図 2.12 携帯電話使用等に係る違反取締り件数

法律施行後，事故には至らなかったが，危険を生じさせたため取締りを受けるケースが発生している．図 2.12(a)は携帯電話使用等に係る違反取締り件数を示している[2-9]．図からわかるように，2000 年(法施行後の 1 年間)に約 120 件の取締りがある．さらに，1 年後の 2001 年には取締り件数がさらに増加し，130 件を超えている．また，上半期における取締り件数(6 月末集計)について，2002 年と 2003 年を比較した結果を図 2.12(b)に示す．図からわかるように，2003 年の上半期における取締り件数は 2002 年に対して増加率 22%超となっている．このことから，法施行を行ったにも関わらず，運転中に携帯電話を使用する運転者は依然として多く存在し，運転中に危険を生じさせるケースが多いことが推測される．

2.3 携帯電話と自動車運転に関する研究の現状と動向

電話の使用と自動車運転の問題[2-12)~2-16)]を初めて取り上げたのは，I.D.Brown ら[2-17)]の研究であると言われている．彼らは，実車を使って車幅より-3～+9 インチの幅に設定された障害物を通り抜ける実験を行い，運転中の電話行為によって，通れないはずの道幅の判断ができなくなることや，運転中は会話の応答が 43.6％も遅れ，誤応答が 21.2%増加することなどを報告している．ここで会話の問題としては，アルファベット A と B の順序に関する文章の後に告げられた AB の順序が正しいか誤りかの判断を行う問題が取り上げられている．他に実車で実験を行っているのは K.A.Brookhuis ら[2-18)]の研究がある．彼らは携帯電話のマニュアル操作とハンズフリーの場合について実験を行い，その両者の違いは主にハンドル操作に出ること，電話しながらの運転時には心拍数が増大することなどを報告している．

一方，自動車運転シミュレータを用いた実験は数多く報告されている．A.C.Stein ら[2-19)]は，運転中に電話をかけたり，受けたり，ラジオの選曲をしたりする作業を取り上げ，さらに電話をかける場合，通常のキー操作とハンズフリーと音声入力の 3 通りについて検討を行っている．また，受話器の置場所について検討し，運転者の視線に近いところに置くべきことや手でキーを押す操作は極めて危険で，音声入力が望ましいことなどを明らかにしている．会話の課題は，フライトの予約に関する事項を聞き取って覚え，次の電話で復唱することである．

A.J.Mcknight ら[2-20)]もシミュレータを用い，携帯電話で気楽な会話をするときと集中力の必要な会話をするとき，あるいはラジオの選局などについて実験を行い，特に

高齢者は，運転が忙しくなると電話の課題に対する応答がストップしてしまうことを明らかにしている．H.Alm ら[2-21]は運転の評価に車間距離と左右変動を取り上げ，精神的作業負荷の評価に NASA-task load index(TLX)を用いて検討を行った．その結果，車間距離は年齢差が有意であること，携帯電話のタスクに比例して作業負荷が大きくなることを報告している．また，正しい文章かそうでないかを回答する会話の応答では，自動車の運転によって反応時間が遅れることを明らかにしている．

川野ら[2-22]も，自動車運転のパフォーマンスの評価に車間変動と左右変動を取り上げ，携帯電話の使用によって運転の安定性が乱れること，そしてその傾向は高齢者に顕著に現れること，並びに運転中は会話の誤応答を誘発することなどを報告している．

R.A.Tokunaga ら[2-23]は，車内において携帯電話の置き場所に着目し，それの違いによる反応時間と主観的作業負荷について検討を行っている．その結果，ハンズフリーシステムが，主観的作業負荷を軽減することを報告している．

近江[2-24]はハンズフリー装置を使用して様々な内容の会話を行わせ，会話の内容による認知負荷が運転パフォーマンスに及ぼす影響について検討している．その結果，運転中の会話によって運転のパフォーマンスが顕著に低下すること，運転中の携帯電話による会話は，ハンズフリー装置を使用しても決して好ましくないことを報告している．

一方，筆者はこれまでシミュレータを用いて，運転者の運転特性と会話特性ならびに生体負担の大きさから，携帯電話の影響を明らかにすることを目的として，以下の実験を行ってきた[2-25]．

1. 自動車運転中における同乗者との会話と携帯電話による会話の相違
2. 携帯電話のノイズ・途切れ・時間遅れが自動車運転に与える影響
3. 自動車運転中の会話における既設のスピーカーと携帯電話の相違
4. 自動車運転時に携帯電話を使用する運転者の生理的特性

その結果，同乗者との会話よりも携帯電話による会話の方が，運転や会話への悪影響が大きく，生体負担を大きくすること，携帯電話のノイズも運転に影響する重要な要因であること，既設のスピーカーの方が運転への影響が小さいことなどが明らかとなった．また，運転中の携帯電話による会話は生理的機能に変化をもたらし，血圧や

心拍数を高くすることがわかっている.

その他，携帯電話と自動車運転の同時行為における人間の本質に迫る研究として，人間の知覚機能に関する研究が行われている．水原ら[2-26]は，人間の視覚・聴覚の間の相互関係を明らかにする実験を行い，聴覚情報が先に呈示された場合，視覚情報に対する処理よりも先に聴覚情報に対する処理が行われること，また聴覚情報呈示により視覚情報処理の所要時間が長くなることなどを確認している. また, 飯田ら[2-27]は,思考負荷による視覚情報の検知，処理，反応特性を明らかにする実験を行い，思考負荷により眼球運動追従精度は低下し，ある一定方向に固定される傾向があること，また指標の検出時間は思考により約 130msec 増加することなどを報告している.

一方，注意の配分を脳の活動レベルで明らかにしようとする試みが見られる．江部ら[2-28]は脳の誘発電位を測定し，携帯電話課題によって，周囲の刺激に気づきにくくなるといった結果を得ている．吉田[2-29]は事象関連電位を測定して，携帯電話による会話が，視覚情報に対する反応を抑制することを示した.

これらは，携帯電話による会話の問題として，聴覚刺激と視覚刺激の干渉問題を扱っているが, 携帯電話による会話が視聴覚認知を伴わない運動パフォーマンスに与える影響についても検討がなされている.

川野ら[2-30]は視聴覚認知を伴わない運動の最中に携帯電話による会話を行うことで,運動のパフォーマンスに与える影響を測定する実験を行い, 運転中の会話が運転の安定性やブレーキ反応に悪影響を与えるのは, 聴覚情報が視覚情報と干渉するためだけでなく，聴覚情報が運動を司る中枢と干渉することも原因であることを述べている.

アメリカ NHTSA(National Highway Traffic Safety Administration)の M.J.Goodman ら[2-31]は,「運転中に携帯電話を使用すると衝突事故の危険性が本当に増すのか？」といった課題を与えられ，この疑問に答えを出すべく調査研究に取り組んだ．この研究報告が, 1999 年 1 月に創刊されたジャーナル“Transportation Human Factors”に掲載され,同誌において他の研究者との討論が交わされている.

Goodman らの報告では，1994 年の調査において，運転を妨げる行為には，音楽やニュースを聴く, 飲食, テープや CD の変換などがあるが, 調査に回答した人の約 18%は携帯電話の使用を上げている．また，1995 年の調査では携帯電話のユーザの 85%が運転中に使用するとの回答が寄せられている．また，FARS(Fatality Analysis Reporting System)によれば，アメリカにおける年間約 4 万人の交通事故死者数に対し

て，携帯電話に起因する死者数は，94 年に 36 人，95 年に 40 人と増加してきている．

Goodman らは調査研究の結論として以下の３つを揚げている．

(1) 運転中の携帯電話使用は，衝突事故の危険性を増すのか？という問いに対して，YES と答えるには十分な証拠が整った．

しかし，まだよくわからないことは，

a．携帯電話自体は，役に立つのか，立たないのか．例えば，移動中に緊急の連絡ができるのは便利であるが，大勢の人がそれをすると回線がパンクしてしまい，使用することがかえって危険を招く．

b．電話と運転に対する注意の時分割能力が低いほど，危険性や疲労特性が大きくなるのか．運転者の特性に関すること．

(2) 運転中の携帯電話使用に関する交通事故の規模はどの程度のものかといった，事故の詳細を知るために，データの質を上げ，将来に備えるための対策が必要である．

(3) 輸送業で用いられる携帯電話の数が増えると，交通事故は増えるかという問いに対して，答えは YES である．

最後に，Goodman らはこれから取り組むべきこととして以下の 6 点を揚げている．

(1) 携帯電話に起因する事故データの収集と報告の仕方の改善

(2) 携帯電話ユーザへの教育の実施

(3) 車載情報機器使用の人間工学的評価と使用制限

(4) 運転者の作業負担と注意散漫を最小限にするような携帯電話の研究・開発

(5) 携帯電話と ITS の統合的研究

(6) 法律制定と施行

以上の Goodman らの研究に対して，P.A.Hancock ら[2-32]は，Goodman らの課題の

本質を追究し，以下のようないくつかの疑問を投げかけている．

(1) 現時点のデータ数は，非常に少ないため，十分な解答が出せないのではないか．

(2)「衝突事故の危険性を増す」という表現は，運転者のミスが原因であると決めつけた言い方であって，携帯電話やシステム側の問題を扱っていない．

(3) 危険かどうかの基準線をどこに引くのか．Goodmanらの分析の仕方を，缶コーヒーを飲む行為に当てはめても，全く同様に缶コーヒーは，衝突の危険性を増すという結論が得られる．

(4) 携帯電話による危険の増加分は，本来の運転が持つ危険と有意差があるのか．これに対する答えはまだない．

(5) 自動車のコンピュータ化と人間工学の役割のところは，運転者の作業負荷と注意散漫を最小にする以外に，携帯電話の操作による運転操作への割り込みを最小にするようなものの開発も大事である．

Claire[2-33]らは携帯電話使用に関してアンケート調査を行い，男女別・携帯電話の利用別に結果をまとめている．

表2-1に示すように，運転者の60%以上が子供の世話は運転に大変危険になり得ると答えている．これに対して，同乗者と会話したり，ラジオ，CDまたはテープを聴く場合には，あまり危険ではないと考えている．携帯電話利用者(男性 35.7%，女性 50.3%)に対して，携帯電話非利用者の大半(男性 70.1%，女性 76.1%)が運転中の携帯電話使用は運転に大変危険であると考えている．また，運転中のダイヤル操作については，回答者の大半すなわち，男性68.0%と女性77.0%の携帯利用者と男性83.6%，女性85.2%の携帯非利用者が大変危険であると認識している．

過去2年間に1つまたはそれ以上の事故を報告した携帯利用者の割合は，携帯非利用者の男性 13.2% (n=1792)および女性 11.9%(n=1169)に対して，男性(n=1512)，女性(n=539)の 16.2%であった．これは興味深いことであるが，事故を報告した回答者(男女・携帯利用者，男女・携帯非利用者)の中で，joint reports に記録されたのは 60%

表 2-1 性別および携帯電話使用別による運転中の各行為に関する意見調査回答[2-33]

	男性 携帯電話利用者		女性 携帯電話利用者	
	はい	いいえ	はい	いいえ
全回答者	9352	13590	3339	9797
意見の割合 (%)				
以下の行動は運転にとって危険となり得るか？				
子供の世話				
やや危険	7.3	6.3	6.4	4.9
危険	29.1	28.6	27.8	28.3
大変危険	61.8	62.9	64.0	65.2
危険ではない	1.9	2.2	1.7	1.6
同乗者との会話				
やや危険	66.8	60.3	54.8	50.0
危険	29.6	34.8	40.8	45.5
大変危険	1.8	2.7	2.6	3.0
危険ではない	1.8	2.2	1.8	1.5
ラジオ，CD，テープを聴く				
やや危険	88.6	83.7	83.3	80.4
危険	8.4	12.8	13.8	16.9
大変危険	0.9	1.0	0.6	0.9
危険ではない	2.2	2.5	2.3	1.8
携帯電話による会話				
やや危険	16.6	3.2	8.6	1.7
危険	46.4	23.8	39.9	20.2
大変危険	35.7	70.1	50.3	76.1
危険ではない	1.4	3.0	1.3	2.0
携帯電話のダイヤル操作				
やや危険	4.4	1.5	2.5	0.9
危険	26.4	11.9	19.2	11.8
大変危険	68.0	83.6	77.0	85.2
危険ではない	1.2	3.0	1.3	2.1

～64%であった．一方，警察のレポートに記録されたのは全事故の中で，たった 33～36%のみであり，4～6%が両方のレポートに記録されていた．このことは，アンケートにおいて報告された事故件数が，何故，警察が所有するリストに記された事故件数より多くなっているのかを説明する．すなわち，これらのことは SAAQ(Societe de

l'Assurance Automobile du Quebec)のデータベースに記録されている.

また，携帯電話利用者のみを対象として，表 2-2 に示すようないくつかの質問を用意した．彼らのほとんど(男性 94.6%，女性 86.7%)が運転中に携帯電話を使用すると回答した．男性 11.8%と女性 5.4%のみが，ハンズフリー電話を使用すると回答した．運転中に携帯電話を使用する者の中で，安全な行動を採ると答えている者がいた．例えば，運転中に電話を架ける前に，赤信号になるのを待つ(男性 43.1%と女性 65.7%)と回答した. また, 車の速度を落とし道路わきに停車するといった意見も多数あった.

その他，右側斜線(追い越し車線)を走行する，前走車との車間距離を通常より長く保つ，同乗者に電話に出てもらう，などの回答もあった．過去 2 年間に，運転中の携帯電話使用において，事故を起こしたと報告したのは，たった 0.4%の男女のみである．しかし，2,309 人の男性携帯利用者(24.7%)と 610 人の女性携帯利用者(18.3%)は事故を起こしたり，事故を目撃した後すぐに携帯電話を使用すると述べた．彼らの大部分すなわち，男性 81.4%と女性 66.1%が救急サービスに電話をすると答えているが，家に電話したり，友人または職場に電話で連絡する者もいた.

さらに，Claire らは携帯電話の使用頻度と事故発生率との関連も調べている.

図 2.13 は，男性 10,000 人の 1 ヶ月あたりの事故発生率を示している．事故率は，電話回数のカテゴリーごとにプロットし，1 ヶ月あたりの電話回数が 14 回未満のカテゴリーに対する相対的危険性(比率)を図上に数字で表示している．月に 193 回以上電話を架けたり，受けたりする男性の携帯電話利用者は，14 回未満のカテゴリーに対して，1 ヶ月に少なくとも 1 回の事故を起こす危険性が有意に高くなっている($p<0.01$)．すなわち，全電話回数が 193 回～258 回，259 回～384 回，385 回の場合に，14 回未満の場合に対する相対的危険性は，それぞれ 2.78，3.55，3.33 となる.

電話回数が 14 回以上の全てのカテゴリーにおいて，14 回未満のカテゴリーに対する相対的危険性は大きくなっている．すなわち，図に示す全体的な傾向は，電話回数が増えるに従って，事故を起こす危険性が高まることを意味し，このことは用量作用の関係を示唆する．女性の携帯電話利用者に対しても，同様に分析できる．たとえ，電話を使用する頻度が, 男性の場合より少なくても, 結果は同じ傾向になる(図 2.14). 1 ヶ月に 115 回以上の架電，受信を行う女性の携帯電話利用者の場合，電話回数が 20 回未満のカテゴリーに対する相対的危険性は 2.31 となる($p<0.05$)．すなわち，携帯電話の使用に伴って，関連する事故が増加することを示唆する.

表 2-2 携帯電話利用者のみに対して行ったアンケート結果 [2-33]

	携帯電話利用者	
	男性	女性
	9352	3339
意見の割合 （%）		
運転中に携帯電話を使用しますか？		
頻繁に使用する	50.1	26.8
めったに使用しない	44.4	60.0
絶対使用しない	4.6	12.1
不明	0.8	1.2
携帯電話の使用歴はどのくらいですか？		
1年以内	20.7	33.3
1～3年	29.0	36.7
3年以上	49.4	28.1
不明	0.9	2.0
どんな型の携帯電話を使用していますか？		
ハンドヘルド型	83.6	91.3
ハンズフリー型	11.8	5.4
不明	4.7	3.3
プリペイド式の携帯電話を使用していますか？		
はい	8.7	15.7
いいえ	90.4	83.2
不明	0.9	1.1

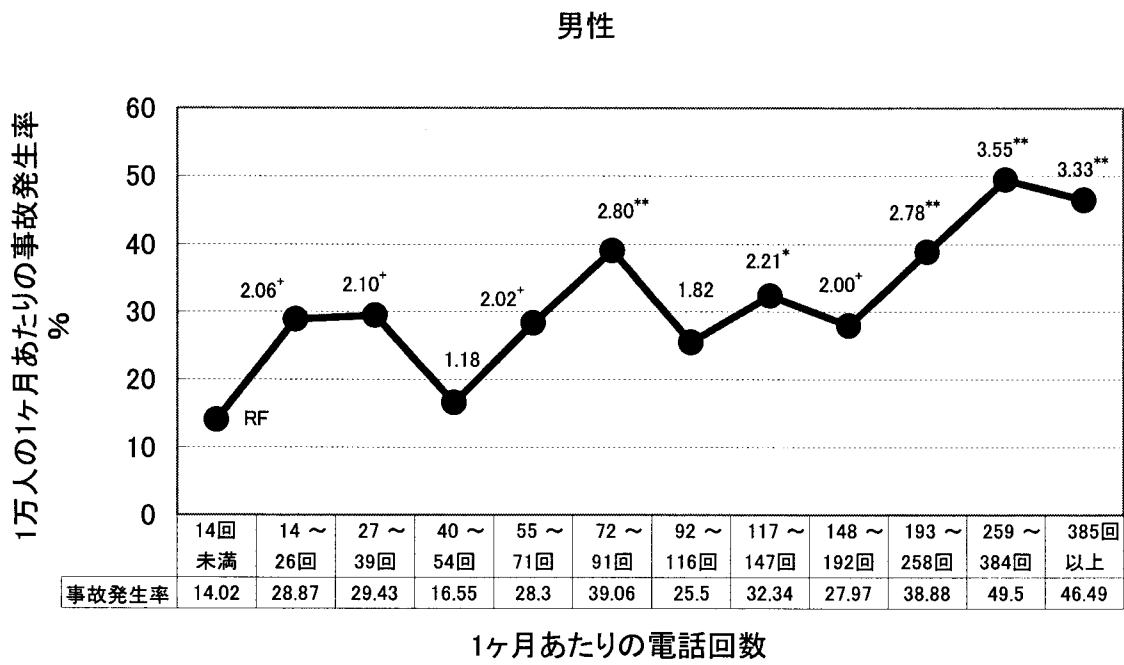
	運転中の携帯電話使用者	
	男性	女性
	8843	2896
意見の割合 （%）		
運転中に電話をかける前に以下の安全行動を採りますか？		
赤信号になるのを待つ	43.1	65.7
自動車の速度を落とす	50.3	44.0
道路わきに停車する	24.2	26.7
その他	28.3	24.6
過去2年間に		
走行車線を逸脱しそうになったことはありますか？	22.5	22.0
衝突事故を起こしそうになったことはありますか？	6.3	4.3
事故を起こしたことはありますか？	0.4	0.4

	14回未満	14～26回	27～39回	40～54回	55～71回	72～91回	92～116回	117～147回	148～192回	193～258回	259～384回	385回以上
事故発生率	14.02	28.87	29.43	16.55	28.3	39.06	25.5	32.34	27.97	38.88	49.5	46.49

図 2.13 男性 10,000 人の携帯電話使用による 1 ヶ月あたりの事故発生率および参照グループ(RF)に対する RR(各プロット点)[2-33] (+: $p<0.1$, *: $p<0.05$, **: $p<0.01$)

	20回未満	20～49回	50～114回	115回以上
事故発生率	17.85	20.83	20.98	43.41

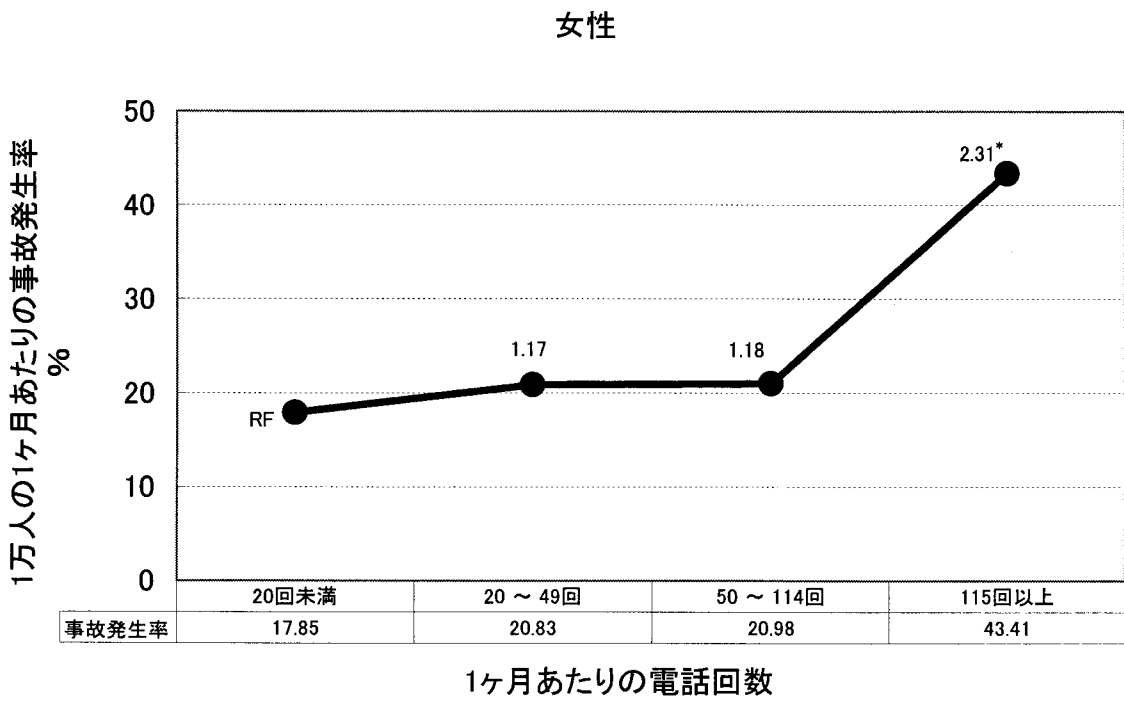



図 2.14 女性 10,000 人の携帯電話使用による 1 ヶ月あたりの事故発生率および参照グループ(RF)に対する RR(各プロット点)[2-33] (+: $p<0.1$, *: $p<0.05$, **: $p<0.01$)

Redelmeier ら[2-34)]は運転中の携帯電話使用時において，事故を起こす頻度は運転のみを行う場合に対して約 4.3 倍になることを報告している．

Schneider ら[2-35)]は携帯電話使用時の事故を増加させる要因として，次の 2 つを挙げている．1 つは運転と携帯電話操作の同時行為における，視覚と身体の競合である．すなわち，電話を置いたり，電話に出たりする間，運転者は一時的に視覚の道路情報から除外されなければならず，一方の手は携帯電話を操作するために，ハンドルから手を離し，携帯電話に持ちかえなければならないことにある．2 つ目は運転と携帯電話操作の認知的競合の問題である．

2 つの同時作業において，注意をそれぞれに分配するヒトの能力は，一般的に意識的努力を必要とする 1 つのタスク(意識的処理)と，1 つあるいは複数の意識的努力を必要としないタスク(自動的処理)に限定される[2-36)]．運転は大部分が自動的なタスクであり，要求の厳しい状況においてのみ意識的努力が必要となる．それに対して，携帯電話の操作は大部分において，意識的処理タスクである．NHTSA と NASS(National Automotive Sampling System)は，携帯電話使用に起因する事故の最も大きな一因は不注意であると考えている．

Lamble ら[2-37)] は事故の原因について，この 2 つの要因の重要性を支持する証言を与えている．彼らは携帯電話のダイヤル操作を，視覚認知を伴わないタスクと視覚的にダイヤルを行うタスクに分類し，それぞれについて，前方走行車との車間距離の接近時にブレーキ反応を行うタスクを課した．その結果，運転のみを行う場合に対して，ブレーキ反応時間が約 0.5s 遅れることを報告している．また，この類似研究として，Alm ら[2-21)]は 60 歳以下の運転者がハンズフリー携帯電話で会話する場合に，ブレーキ反応時間が 0.56s 長くなることを報告している．

このように，注意をより多く要する場面において運転する場合や会話する場合には携帯電話での会話は運転と有意に競合する．

運転パフォーマンスに与える携帯電話の影響に関して，重要な未解決の問題がまだ残されている．携帯電話の使用がどのようにして，自動車事故の一因となり得るのかといったことについては，正確に明らかにはされていない．携帯電話の使用はなんらかの干渉を生じさせるのか，といった仮定をすることができるが，それは一体どんな干渉なのか？様々な理由により，あるタスクは別のタスクと干渉し得る．その理由の 1 つとして，中枢的な処理能力，すなわち，「注意」に限定して干渉を考えることが

できる,

これに対して,身体的構造がパフォーマンス減少の源であるとき,生体構造上の干渉が結果として生じる[2-38].

手は,ある時間には1つのことしかできない.また,眼は,ある時間に1つの信号源しかとらえることができない.例えば,運転中に道路地図を見ると,視覚における道路上の危険の検出と身体の干渉が生じる.その結果,危険回避の操作開始が遅れる.運転中の携帯電話使用によって,同時行為が可能であっても,処理能力の干渉や生体構造上の干渉が生じ得ることをSchmidtらは述べている.

MacClure らは,運転と電話の同時行為における身体的干渉に関する問題と共に,携帯電話の使用と事故発生の関係を,疫学的な観点から明らかにしていく必要があると述べている[2-34) 2-39) 2-40]

たとえば,携帯電話の通話形態の違いによる影響を考慮する必要がある.自動車設置型(ハンズフリー型)のものがあれば,電話をそのまま使用するタイプ(ハンドヘルド型)があり,前者は音声認識による操作が可能であるが,後者は手動での応答を必要とする.マニュアル操作の自動車において,手動操作を必要とする電話を用いると,オートマチック車内でハンズフリー電話を用いる場合よりも,より多くの干渉が引き起こされる[2-34) 2-41].現技術では,特に機能的なタイプ,すなわち,手動操作から音声認識操作へと設計変更がなされている.これらの電話の売上げは,運転者への安全運転増進のアピールへとつながるが,本当にそうなのか?といった疑問が残る.このような方法論的問題は過去にHaigneyら[2-18) 2-42) 2-43]によって研究されている.しかし,自動車内での携帯電話使用が「安全」であることについては,まだ解明されておらず,運転における中心的で重要な問題として議論され続けている[2-32) 2-44) 2-45]

運転への負の影響の程度について議論され続けている中,関連する研究者のほとんどが,安全余裕の低下の潜在性を少なくとも認めている.

実際のところ何が危険なのか?このことを評価するのは難しい.なぜなら,ほとんどの運転者は事故を起こしたときに,携帯電話で会話していたことを警察には報告しないだろうからである[2-46].また,報告されたとして,事故時間から利用者の通話履歴にアクセスしても,事故の最中や直後に携帯電話で話していたと結論づけるのは難しい.このように, Redelmeier らの研究結果に対して,疑問をなげかける研究者もいる[2-36) 2-39].さらに,Quinlan[2-47]は,データの精度は,おそらく実際の危険を誇張

したものであると述べている．

運転中の携帯電話使用の頻度をできるだけ偏りなく入手するため，実道の交差点に観測者が立ち，運転中に携帯電話を使用する人数を記録した調査研究がある[2-48]．

最近では 2 つの研究がこの方法を取り上げている．1 つめは，オーストラリアのパースで行われ，40 の主要道路の交差点で携帯電話使用者の観測が行われた．

この調査では，観測者が，定められた時間内に通過する自動車の数をカウントすると共に，携帯電話を使用している運転者の数をカウントした．その結果，運転者の携帯電話使用率は全体の 1.5%であった．この結果は，場所の選定や観測スケジュールの点で，ランダムさに欠けており，限定されたものとなっていることを筆者らは述べている．2 つめの調査は NHTSA[2-49]によって行われた．その結果，アメリカ全土における昼間の統計として，運転者の 3%が実際に携帯電話を使用していることがわかっている．

以上，自動車運転と携帯電話の同時行為に関する研究は，これまで述べたように，多くの研究者によって行われてきた．しかし，携帯電話による会話が自動車運転にとってただ危険であるというのではなく，会話のどのような内容が自動車運転の何に影響するのかといった点について，脳内情報処理における干渉の観点から分類して影響を調べたものは見当たらない．

また，携帯電話による会話に含まれるノイズは会話音質を低下させたり，運転者の負担を大きくすることが考えられるが，会話に含まれるノイズの実状についてはまだ明らかにされておらず，会話中のノイズ発生に伴う聴覚認知負荷についてもまだ不明な点が多いと言える．

さらに，自動車運転中などに携帯電話で会話している人を見ると，自分自身の腕および手で自分の頭部を固定しているように見えるが，このような会話姿勢は他の活動に影響し，場合によっては危険を誘発すると考えられる．しかし，携帯電話による会話姿勢から我々が受ける動作制限について検討したものは見当たらない．

以上より，本論分ではこれらの未解決な問題について，第 3 章～第 5 章で実験的な検討を行っていく．

参考文献

2-1) 江戸川，次世代通信研究会，まるごと図解 最新 次世代携帯電話がわかる，技

術評論社, (2000), pp.12-201.

2-2) 鞆幾也, ケータイの歴史とユーザインタフェースの変遷, 日本人間工学会主催シンポジウム「ケータイ・カーナビの利用性と人間工学」, (2002), pp.55-60.

2-3) NTT Do Co Mo SERVICE HISTORY, http://www.nttdocomo.co.jp/museum/history/

2-4) 松下電器産業株式会社 World of Discovery, http://www.discovery.panasonic.co.jp/lab/lab07php/l070102.html

2-5) ドコモサービス東北, http://www.docomosev-th.co.jp/museum/keitai/1997/p201.html

2-6) NTT Do Co Mo WHAT'S NEW, http://www.nttdocomo.co.jp/new/contents/01/whatnew0301.html

2-7) NTT Do Co Mo　DoCoMo Net, http://www.nttdocomo.co.jp/search/index.html?qt=foma

2-8) 埼玉県警察本部交通部, 携帯電話使用中における交通事故に関する分析研究, (1997), pp.1-60.

2-9) 警察庁交通局, http://www.npa.go.jp/toukei/index.htm

2-10) 安部久晃, 走行中の携帯電話等の使用等の禁止について, 月刊交通, (1999), pp.17-25.

2-11) 矢代隆義, 平成11年道路交通法改正について, 月刊交通, 1999年7月号, (1999), pp.1-2.

2-12) 川野常夫, 西田修三, 橋本正治, 東義隆, 森脇俊道, 自動車運転時の運転特性と会話特性に与える携帯電話の影響, 日本人間工学会主催シンポジウム「カーナビ・携帯電話の利用性と人間工学」, (2000), pp.25-34.

2-13) William Consiglio, Peter Driscoll, Matthew Witte, William P. Berg, Effect of cellular telephone conversations and other potential interference on reaction time in a braking response, Accident Analysis and Prevention, 35, (2003), pp.495-500.

2-14) Roland Matthews, Stephen Legg, Samuel Charlton, The effect of cell phone type on drivers subjective workload during concurrent driving and conversing, Accident Analysis and Prevention, 35, (2003) , pp.451-457.

2-15) P.A. Hancock, M. Lesch, L. Simmons, The distraction effects of phone use during a

crucial driving maneuver, Accident Analysis and Prevention, 35, (2003), pp.501-514.

2-16) David W. Eby, Jonathon M. Vivoda, Driver hand-held mobile phone use and safety belt use, Accident Analysis and Prevention, 35, (2003), pp.893-895.

2-17) I. D. Brown, A. H. Tickner, and D. C. V. Simmonds, Interference between concurrent tasks of driving and telephoning, J. of Applied Psychology, 53, No.5, (1969), pp.419-424.

2-18) Brookhuis, K. A., De Varies, G. and De Waard, D., The effect of mobile telephoning on driving performance, Accident Analysis and Prevention, 23, No.4, (1991), pp.309-316.

2-19) A. C. Stein, Z. Parseghian, R.W. Allen, A Simulator Study of the safety implications of cellular mobile phone use, 31st Annual Proceedings American Association for Automotive Medicine, (1987), pp.181-200.

2-20) Mcknight, A. J. and Mcknight, A. S., The effect of cellular phone use upon driver attention, Accident Analysis and Prevention, 25, No.3, (1993), pp.259-265.

2-21) Alm, H., Nilson, L., The effect of a mobile telephone task on driver behavior in a car following situation, Accident Analysis and Prevention, 27, No.5, (1995), pp.707-715.

2-22) 川野常夫,西田修三,橋本正治,西川聡,自動車運転時の携帯電話使用が運転と会話に与える影響,平成 7 年度日本人間工学会関西支部大会講演論文集, (1995), pp.69-72.

2-23) R. A. Tokunaga, 小澤正志, 萩原亨, 高木秀貴, 下條晃裕, 自動車運転中の携帯電話使用・操作に関する問題の研究, 自動車技術協会学術講演会前刷り集, 976, (1997), pp.195-198.

2-24) 近江政雄, 会話の認知負荷が運転パフォーマンスにおよぼす影響, 日本人間工学会主催シンポジウム「ケータイ・カーナビの利用性と人間工学」, (2003), pp.51-54.

2-25) 東義隆, 自動車運転と携帯電話使用の同時行為における運転および会話の諸特性と生体負担に関する研究, 摂南大学大学院工学研究科修士論文, (2000).

2-26) 水原啓暁, 呉景龍, 携帯電話の使用による自動車事故原因を解明するための人間視・聴覚特性の測定, 日本機械学会講演論文集, No.985-1, (1998), pp.215-216.

2-27) 飯田健夫, 伊藤孝幸, 自動車運転時における視覚特性への思考負荷の影響, ―

眼球運動と反応による検証ー, 交通科学, Vol.28, No.1, No.2, (1998), pp.60-65.

2-28) 江部和俊, 稲垣大, 誘発電位を用いた運転中の携帯電話負荷の評価, 日本人間工学会主催シンポジウム「携帯電話の利用性と人間工学」, (1998), pp.73-78.

2-29) 吉田倫幸, 事象関連電位による車中携帯電話使用時の注意力低下の客観的検証, 日本人間工学会主催シンポジウム「ケータイ・カーナビの利用性と人間工学」, (2002), pp.49-50.

2-30) 川野常夫, 清水嵩士, 東義隆, 森脇俊道, ケータイによる会話が視聴覚認知を伴わない運動パフォーマンスに与える影響, 日本人間工学会主催シンポジウム「ケータイ・カーナビの利用性と人間工学」, (2003), pp.41-44.

2-31) Goodman, M. J., Tijerina, L., Bents, F. D. and Wierwille, W. W., Using cellular telephones in vehicles : safe or unsafe?, Transportation Human Factors, Vol.1, No.1, (1999), pp.3-42.

2-32) P. A. Hancock and S. F. Scallen, The driving question, Transportation Human Factors, Vol.1, No.1, (1999), pp.47-55.

2-33) Claire Laberge-Nadeau, Urs Maag, Francois Bellavance, Sophie D. Lapierre, Denise Desjardins, Stephane Messier, Abdelnasser Saidi, Wireless telephones and the risk of road crashes, Accident Analysis and Prevention, 35, (2003), pp.649-660.

2-34) Redelmeier, D.A., Tibshirani, R.J., Association between cell phones calls and motor vehicle collisions, New Engl. J. Med, 336, 2, (1997), pp.453-458.

2-35) Schneider, W., Dumais S.T., Shiffrin, R.M., In : Parasuraman, R., Davies, D.R.(Eds), Varieties of Attention. Academic Press, New York, (1984).

2-36) Goodman, M., Bent, F.D., Tijerina, L., Wiewille, W., Lerner, N., Benel, D., An Investigation of the Safety Implications of Wireless Communications in Vehicles, National Highway Traffic Safety Administration, www.nhtsa.dot.gov:80/people/injury/research/wireless/, (1997).

2-37) Lamble, D., Kauranen, T., Laakso, M., Summala, H., Cognitive load and detection thresholds in car following situations : safety implications for using mobile(cellular) telephones while driving, Accident Analysis and Prevention, 31, (1999), pp.617-623.

2-38) Schmidt, R.A., Lee, T.D., Motor control and learning : a behavioral emphasis, Human Kinetics, Champaign, IL, (1999).

2-39) MacClure, M., Mittleman, M.A., Cautions about car telephones and collisions, N. Engl. J. Med. 336, (1997), pp.501-502.

2-40) Violanti, J.M., Marshall, J.R., Cellular phones and traffic accidents : an epidemiological approach, Accident Analysis and Prevention, 28, (1996), pp.265-270.

2-41) Tokunaga, R.A., Hagiwara, T., Kagaya, S., Onodera, Y., Cellular telephone use while driving, Transport. Res. Record 1724, (2000), pp.1-6.

2-42) Haigney, D., Westerman, S.J., Mobile (cellular) phone use and driving : a critical review of research methodology, Ergonomics, 44, (2001), pp.132-143.

2-43) Briem, V., Hedman, L.R., Behavioral effects of mobile telephone use during simulated driving, Ergonomics, 38, (1995), pp.2536-2562.

2-44) Hancock, P.A., Ranney, T., Reply to comments on the effects of in-vehicle distraction on driver response during a crucial driving maneuver, Transport. Human Factors, 1, (1999), pp.313-316.

2-45) Tijerina, L., Commentary on the effects of in-vehicle distraction on driver response during a crucial driving maneuver, Transport. Human Factors, 1, (1999), pp.311-312.

2-46) James, H.F., Under-reporting of traffic accidents, Traffic Eng. Control, 32, (1991), pp.574-583.

2-47) Quinlan, K.P., Commentary on cellular telephone and traffic accidents, New Eng. J. Med., 337, (1997), pp.127-129.

2-48) Hornberry, T., Bubnich, C., Hartley, L., Lamble, D., Drivers' use of hand-held mobile phones in western Australia, Transport. Res., PartF 4, (2001), pp.213-218.

2-49) National Highway Traffic Safety Administration, Passenger Vehicle Driver Cell Phone Use Results from the Fall 2000 National Occupant Protection Use Survey, Report No. DOT-HS-809-293. US Department of Transportation, Washington, DC., (2001).

第 3 章 携帯電話による会話と自動車運転の同時処理における空間的および非空間的情報の干渉

3.1 緒言

携帯電話はいつでもどこでも利用できるという利便性がゆえに，その利用場所や利用状態が多様化してきており，歩行中や自転車運転中に利用することは日常的となっている．また，自動車運転中の利用に至っては今や珍しいことではない．運転中の利用については交通事故の原因となることが多く，それによって人身事故も発生している [3-1]．その原因は自動車運転と携帯電話の同時行為が人間にとって困難であるためと考えられる．

同時行為における危険性の問題についてはこれまで多くの研究が行われてきた [3-1)~3-5]．そこでは自動車運転中の携帯電話による会話は運転の安定性や会話の正確性に悪影響を及ぼすことなどが報告されている．しかし，運転のパフォーマンスへの影響は会話の内容によって異なると考えられるが，これまでの研究は，会話に含まれる想起，計算，雑談などの違いによる認知負荷の大きさによって会話を分類したものが多く [3-1)3-2]，脳内情報処理における干渉の観点から分類して影響を調べたものは見あたらない．

視覚情報の処理において，視覚受容器を通過した情報は最初に脳の後頭部に位置する第 1 次視覚野へ入力され，処理の内容によって頭頂葉側(背側)と側頭葉側(腹側)へ経路が分かれる．ヒトは 2 本の足で直立しているが，神経系の方向は，カエルやネコのように 4 本脚の姿勢をした状態で決められるため，頭蓋冠に面した側が背側であり，頭蓋底に面した側が神経系の腹側になる [3-6]．背側経路は視覚運動や位置情報の認識など空間的視覚情報の処理に関わり，腹側経路は形態や色覚など物体そのものの視覚情報の非空間的処理に関わることが知られている [3-7)~3-10]．

ここで，自動車運転中に携帯電話で会話を行う場合を考えると，携帯電話による会話が空間的な情報を含んでいるときに，その音声情報も脳の頭頂葉(背側)へ伝わると仮定すれば運転に伴う眼からの道路の空間情報と干渉が生じ，それぞれの処理が困難になると予測される．同様に，運転と会話のそれぞれにおいて非空間的な処理を必要とするときに，非空間的な音声情報も側頭葉(腹側)へ伝わると仮定すれば両者は干渉

し，それぞれの処理が困難になると予測される．

本章では，携帯電話を用いた会話内容に対して脳が処理する空間的情報や非空間的情報が，自動車運転のために脳が対応する空間的情報処理と非空間的情報処理のそれぞれに対してどれだけ干渉し，悪影響を与えるかを，自動車運転シミュレータを用いて検討する．携帯電話による会話が自動車運転にとってただ危険であるというのではなく，会話のどのような内容が自動車運転の何に影響するのかといった点を明らかにすることは，運転者への啓蒙だけでなく，安全運転を保証する新しいヒューマンインタフェースの開発などを行う上で重要であると考える．

3.2 大脳における視覚・聴覚の情報処理

3.2.1 大脳皮質の機能

大脳は灰白色の薄い層で縁どられているが，それが神経細胞が密集している大脳皮質である [3-11]．

大脳皮質の平均の厚さは 2.5mm，表面積は約 2,000cm^2(1,700～2,250 cm^2)，約 140 億個(エコノモ C. von Economo の推算では 136 億 5300 万個)の神経細胞がある．

大脳皮質は細胞構築的，機能的観点から 3 種類，すなわち，新皮質，古皮質，旧皮質に区別されている．系統発生的にみると，旧皮質，古皮質，新皮質の順に古い．ヒトの脳では，大脳半球の表面は新皮質で占められており，古皮質は大脳半球のなかへ押し込められ，旧皮質は大脳半球の底面へ押しやられている．

図 3.1 に示すように，ヒトの大脳皮質は前頭葉，頭頂葉，後頭葉，側頭葉の 4 つの大きな部位に分けられる．前頭葉と頭頂葉の間には大きく深い中心溝がある．前頭葉と側頭葉の間には，側頭溝がある．機能については以下のような大まかな機能局在が認められている [3-12]．

後頭葉は視覚を処理しており，第 1 次視覚野と高次視覚野に分けられる．第 1 次視覚野には染色により，はっきりとした縞模様が見えることから有線野ともいわれ，高次視覚野は外有線野ともいわれる．頭頂葉には体性感覚野があり，前頭葉の中心溝前壁に運動野がある．また，側頭葉上縁には聴覚野がある．上記の視，聴，体性感覚及び運動野などの間の領野は，連合野と呼ばれる．連合野の機能については，言語野以外はよく分かっておらず，今後の研究の対象である．また，人間には非常に大きな前

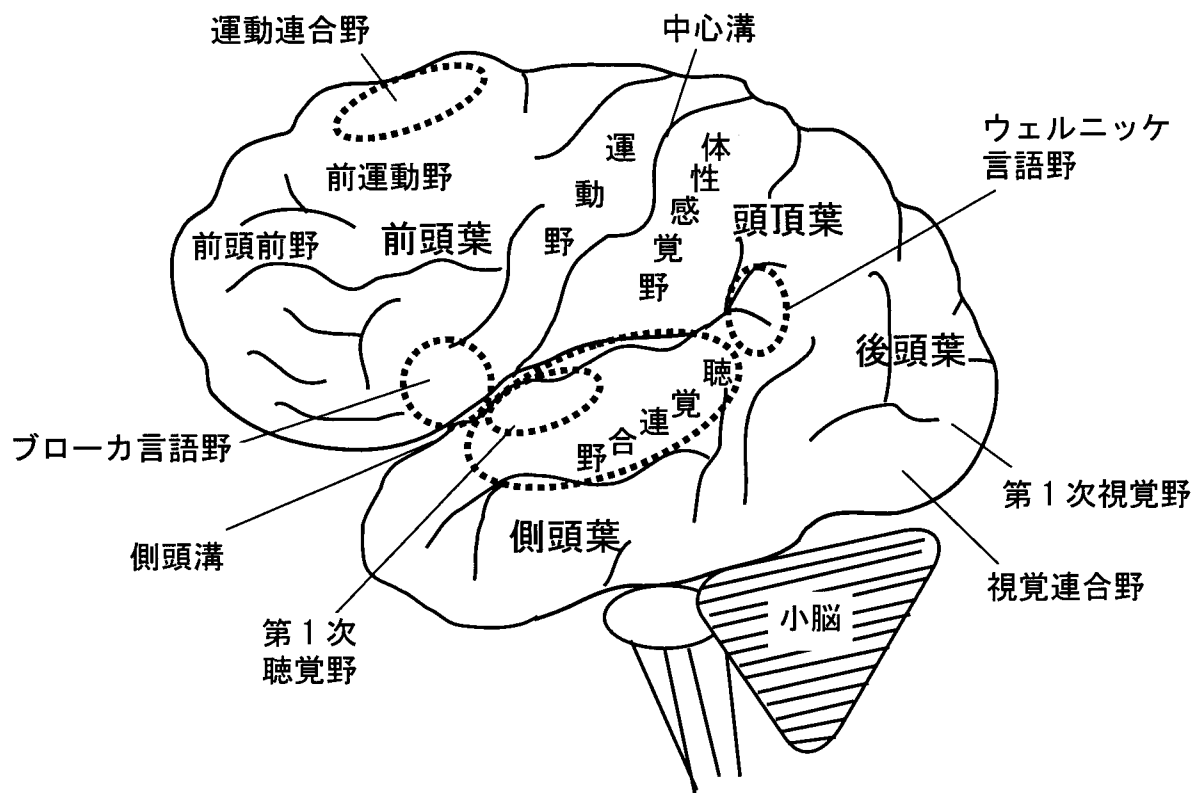



図 3.1 大脳皮質

頭連合野があり，ここで人間らしい高度な思考をしているものと推察される．

19 世紀中ごろ，ドイツの医者ウェルニッケは，話すことはできるのに，他人の言うことが理解できない特異な患者を発見し，死後解剖して脳を調べたところ，聴覚野の後ろに大きな損傷を見つけた．この部位は，言語の認識に関連する部位としてウェルニッケ言語野と呼ばれている．また，19 世紀後半フランスの医者ブローカは，他人の言うことは理解できるのに，話すことがほとんどできない患者を発見し，死後調べたところ，前頭葉下部に損傷を認めた．言語の発話に関連するこの部位を，ブローカ言語野と呼んでいる．

この 2 つの言語野は，ほとんどの人で左脳優位であることが知られているが，正確にどの程度の割合であるのかはっきりしたデータはまだない．左半球が言語に対して優位なことはさまざまな計測から間違いがないと思われるが，その他の機能ではどちらかの脳の半球が優位であるとする半球優位説は，まだ議論が残っている状態である．体力において性差があることは疑いがないと同様に，大脳機能においても性差があるのは疑いがない．しかしながら具体的にどのような機能の差が両性において存在する

かは，脳研究・脳機能計測からはまだ明確なデータは出されていない．

3.2.2 視覚中枢の階層構造と情報の流れ

視覚情報の処理において，眼が正常に働いているだけでは見えることにはならない．視覚的認知が生じるには，網膜から送られてくる情報を内容別に整理・処理する視覚中枢の働きが必要である [3-13]．そこで，まず網膜から視覚中枢へ情報が送られる神経経路について説明する．

図 3.2 は，視覚系の構成の概略を示したものである [3-14]．外界からの光刺激は眼球によって受容される．眼球には，視線方向を能動的に制御するための 3 対の筋肉-動眼筋-があり，上下方向，左右方向および視軸まわりの回転に関与している．さらには，焦点調節のためと瞳孔径調節のための制御系も備わっている．このような制御系の働きの下で，外界の光刺激のうち注目すべき部分が，解像度の最も高い網膜の中心部へ投影される．すなわち，網膜の光センサには，光学系や運動制御系を備えた媒介部を介して，生体にとって重要と思われる光刺激が効果的に取り込まれる．

センサの出力は，明るさや色についての情報を担っているが，中継細胞を経て，網膜に存在する網膜神経節細胞へ送られる．

図では，センサの出力を処理する部分を，心理学的用語を使って，知覚部と認知部に大別してある．知覚部は，網膜像から輪郭線の抽出，一様な明るさ・色・テキスチャ・動きの領域の抽出，立体情報の抽出を行う部分である．

知覚部から送られた，外界の形状や色や動きについての情報は，認知部によって統

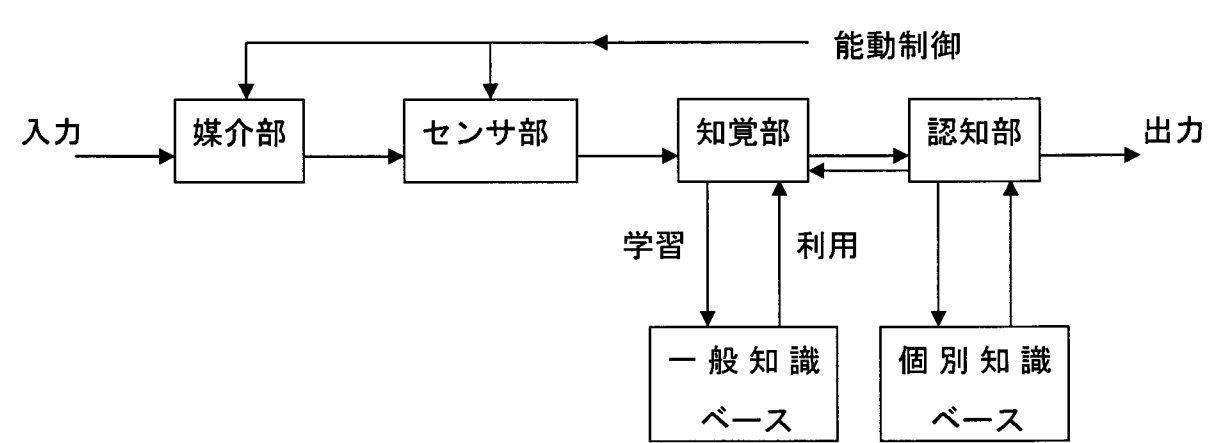



図 3.2 視覚系の構成－情報科学的解釈

合され，外界に存在する物体の種類や位置の特定，複数物体の間の相互配置，さらには外界がいかなるシーンを表しているかの理解がなされる．このために用いられる知識ベースは，物体やシーンごとに個別のものであると考えられる．

網膜神経節細胞でコード化された明るさや波長の空間コントラストや時間変化と，それらが生じている網膜(視野)上の位置の情報は，それらの細胞から伸びる視神経線

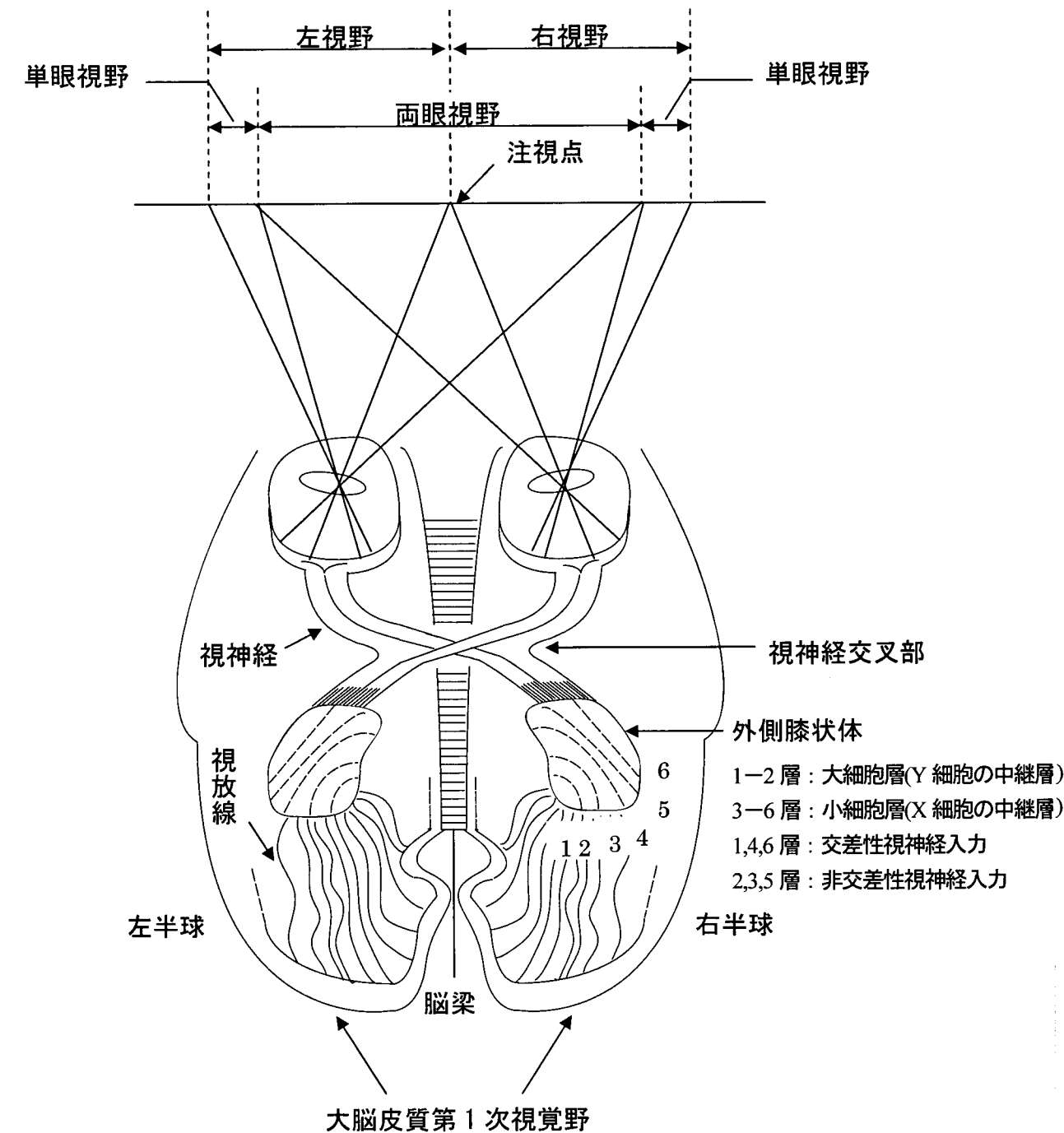



図 3.3 網膜から第 1 次視覚野に至る神経投射経路

維で脳に送られるが，いったん外側膝状体(lateral geniculate nucleus:LGN)[3-15]とよばれる中脳の神経核で中継される．図 3.3 に示すように，左右の眼から出る視神経線維は視神経交叉部を通るが，左眼の左視野に対応する部位から出る視神経線維は交差し，右眼の左視野に対応する部位から出る視神経線維は交差せずに右の外側膝状体に送られ，左右眼の右視野に対応する部位から出る視神経線維は同様に左側の外側膝状体に送られる．このような投射関係になっているのは，左右眼それぞれに投影された同一物体の像の対応関係の処理に便利なためと考えられる．

それぞれの外側膝状体からは同じ側の第 1 次視覚野(V1 野，visual cortex，striate cortex ，17 野などの呼び方がある)に神経線維が送られるので，図に示すように，視野の左半分は右の V1 野に，右半分は左の V1 野に投影される結果になる．各半視野上で隣り合った位置は V1 野でも隣り合った位置に投影される．このことを脳の上に視野再現(網膜地図:retinotopy)があるという．左右の V1 野からは，脳の両半球を繋ぐ脳梁(corpus callosum)とよばれる神経線維の束を通じ反対側の V1 野に情報が送られ，左右視野の連続性が保たれるものと考えられる．

V1 野から直接・間接に入力を受ける高次視覚中枢は多くの小領野に分けられることが明らかにされた[3-16]．各々の小領野の区分は，細胞の並び方や神経線維の走り方あるいは入出力神経結合の相手先などの解剖学的相違，固有の視野再現，細胞の反応選択性の特徴などに基づいてなされたものである．これらの小領野の機能がすべて明らかになっているわけではないが，階層的に進むかなり独立な 2 つの情報処理の流れがあることがわかってきた．それを図示すると図 3.4 のようになる[3-17]．大脳皮質は，階層的に結ばれたいくつかのモジュールから構成されていて，次第に高度な処理が行われる．2 つの流れの 1 つは V1 野→V2 野(第 2 次視覚野)→V4 野(第 4 次視覚野)→PIT 野(posterior part of IT；IT 野(inferior temporal area；下部側頭葉)の後半部) →AIT 野(anterior part of IT ; IT 野の前半部)の直列的連鎖に沿うパターンの色および形の情報の分析・統合であり，もう 1 つの流れは V1 野→MT 野(middle temporal visual area ; 動きの分析に携わる部位であり，上側頭溝(STP 野 : superior temporal polysensory area) 後部の深部後壁から底にかけて横たわる．)→MST 野(medial superior temporal visual area ; MT 野の前方に隣接し，上側頭溝の前溝壁皮質の深部に位置し，MT 野，V1 野と V2 野から密接な投射を受けている．)→7a 野(上頭頂小葉)の直列連鎖に沿うパターンの運動や空間的位置関係に関する情報の分析・統合である[3-18]．これらの流れは，ちょ

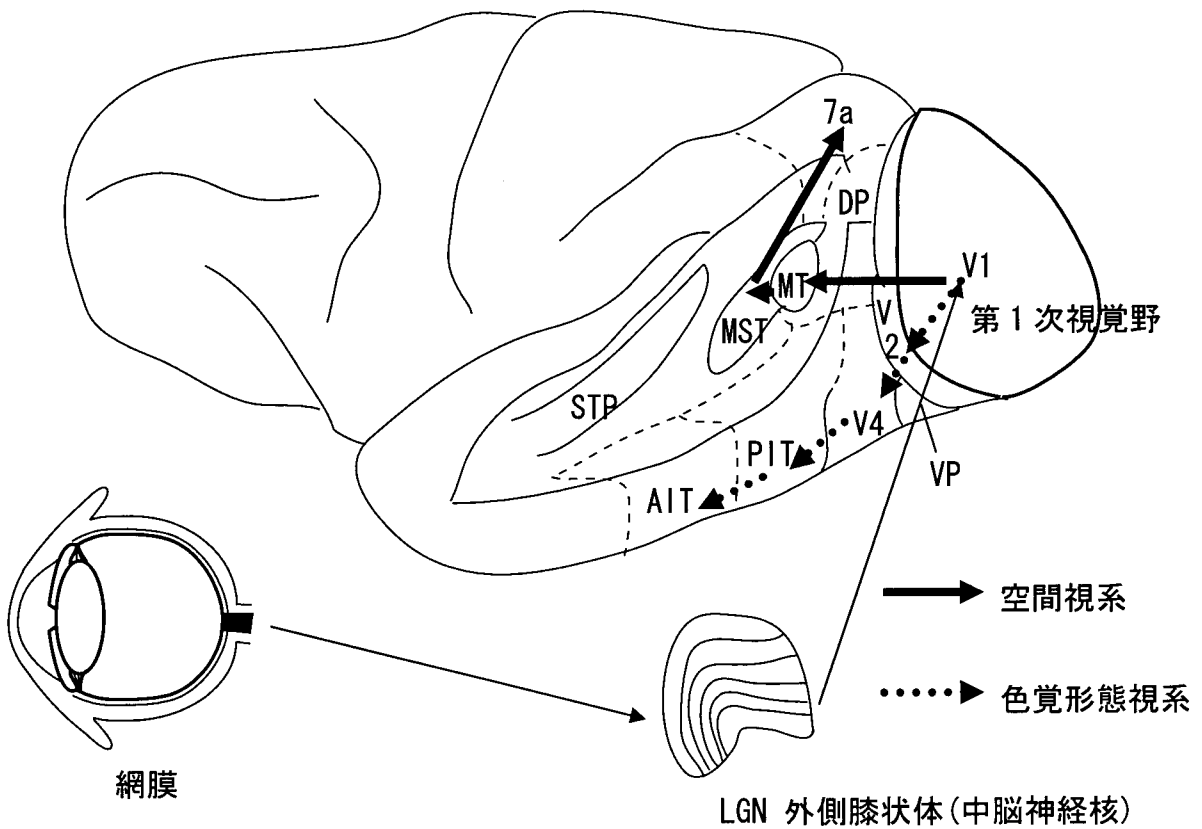



図 3.4 空間視系と色覚形態視系の主要経路

うど認知の 2 つの側面，すなわち見ているものが何であるかを知る対象認知(非空間的情報処理)と，それがどこにあるかを知る空間認知(空間的情報処理)に対応する．

この 2 つの情報の分離の源は網膜の X，Y 細胞にある．図 3.3 に示したように，ヒトやサルの外側膝状体は 6 層構造をもつが，網膜の X 細胞の情報は，小細胞層と呼ばれる外側の 4 つの層にある小型の細胞(P 細胞)で中継され，網膜の Y 細胞の情報は，大細胞層と呼ばれる内側の 2 つの層にある大型の細胞(M 細胞)で中継される．従って，小細胞層の細胞は機能的には X 細胞層に対応し，空間分解能が高く，色に対する選択性をもつものが多い．大細胞層の細胞は機能的には Y 細胞に対応し，空間分解能は低く，色に対する選択性ももたず，もっぱら動きの情報を伝えていると考えられる．小細胞層からの情報と大細胞層からの情報は V1 野の別々の部位に送られ，そこからさらに V2 野への情報の送り先も分かれている．そして，V1，V2 野から V4 野への神経結合は主に小細胞系の情報を受け取る部位から，MT 野への神経結合は主に大細胞系の情報を受け取る部位からなされていると言われている．

形態知覚では時間分解能は低いが空間分解能は高く，逆に視覚的運動の知覚では空間分解能は低いが時間分解能は高いという心理学的な観察は，V4 野－IT 野系が形態認知，MT 野－7a 野系が視覚的運動を手がかりにした空間認知に関与するとの考えと一致する [3-19].

3.3 実験装置

3.3.1 自動車運転シミュレーションシステム

携帯電話の使用が自動車運転に及ぼす影響を調べるには，実走行試験を行うことが考えられる．しかし，実際の道路では，その形状や交差点，信号機，周辺の車や歩行者など，さまざまな要素がランダムに組合わされている．このため，運転者周辺の環境が時々刻々と変化しており，実験結果に影響するパラメータを同定することは困難である．また，運転者および周辺の安全を考慮すると，道路は十分に長い直線で右左折がなく，また，交通量の少ない経路を選ぶ必要があり，実走行試験といえども極めて制限された条件となる．

シミュレータを用いた実験では，より安定した試験が簡単に出来，条件設定が自在で容易，さらには注目すべき条件に焦点を絞りやすく，携帯電話の違いや個人差などを効率よく調査，検証することが出来る．

以上の理由から，本実験においては自動車運転シミュレータを独自に開発した．このシミュレータを用いて，携帯電話を用いた会話に含まれる空間的情報や非空間的情報の内容が，自動車運転における空間的情報処理と非空間的情報処理のそれぞれに対してどれだけ干渉し，悪影響を与えるかについて検討する．

今回開発した自動車運転シミュレータの外観を図 3.5 に示す．図は自動車運転をしながら④で示す携帯電話を使用している状態である．

基本的仕様はオートマチック車をベースとしており，運転席は②のアクセル，ブレーキ，③のハンドルから成る．アクセル，ブレーキペダルの踏み込み量およびハンドルの回転量から⑥のパソコンが計算を行い，⑤のカラー液晶プロジェクタを通して①のスクリーンに走行画面が拡大投影される．

システムのハード構成を図 3.6 に示す．また，アクセル，ブレーキの機構を図 3.7 に示す．アクセルペダルの支点には回転型のポテンショメータ(JRM 社 RRS3:20kΩ)

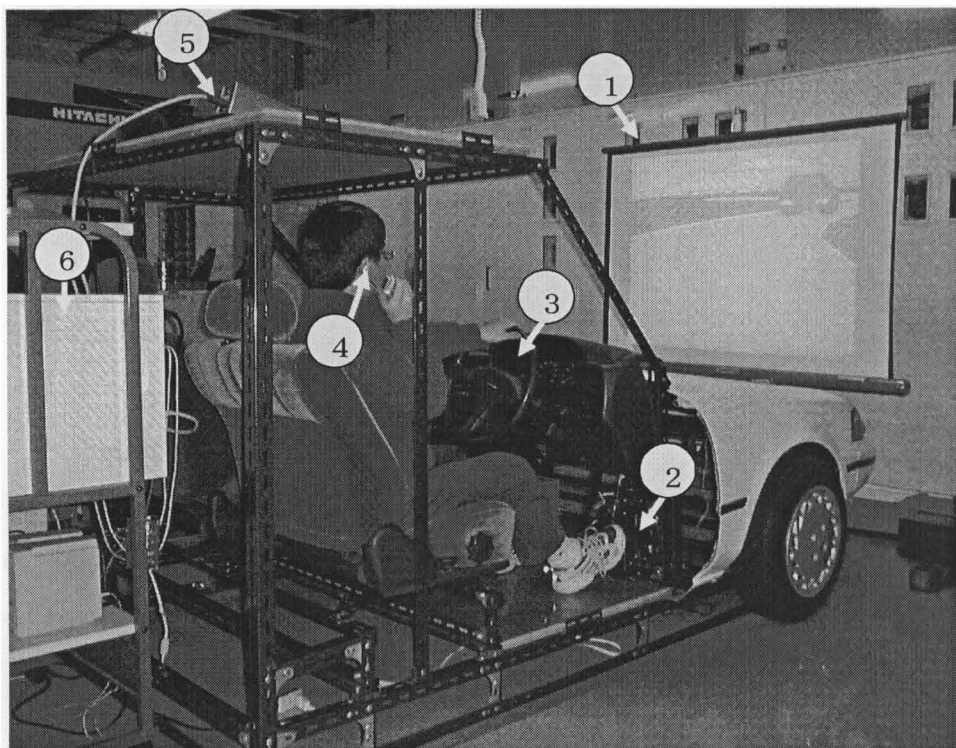



図 3.5 自動車運転シミュレータの外観

①スクリーン，②アクセル・ブレーキ，③ハンドル，
④携帯電話，⑤カラー液晶プロジェクタ，⑥PC

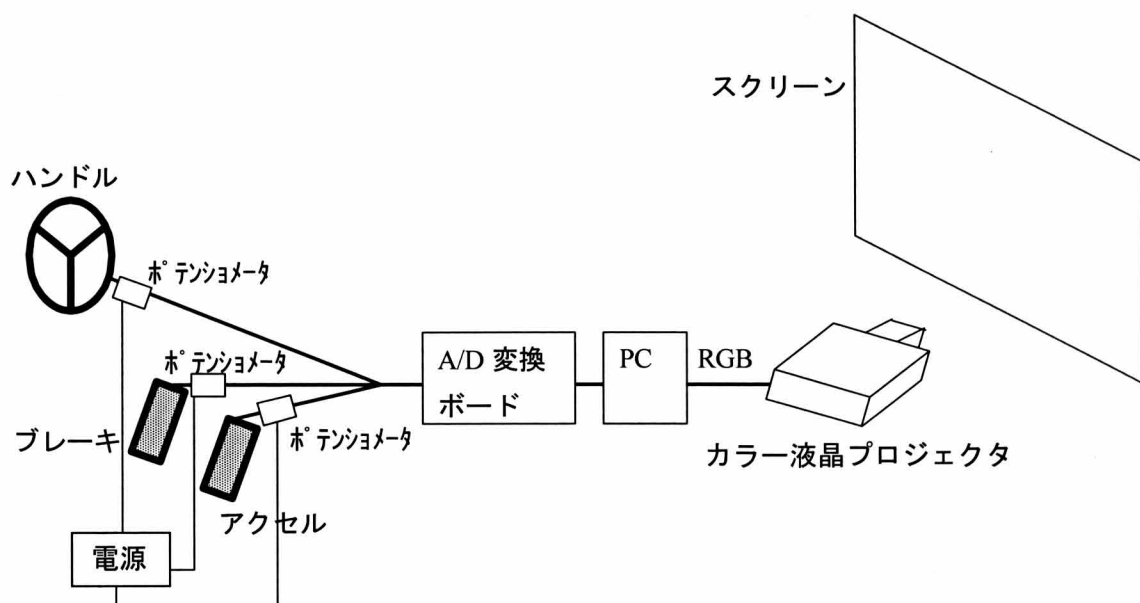



図 3.6 ハード構成

を接着しており，ペダルの踏み込みに応じてポテンショメータの回転量が変化する．ペダル踏み込み時にはポテンショメータの抵抗が変化して小さくなり，出力電圧が上昇する(0〜10V)仕組みになっている．その電圧は A/D 変換ボード(Interface 社 16 ビット PCI-3135)を通して PC に入力される．出力電圧の範囲は 0〜10V とした．また，ブレーキの制御には直線型のポテンショメータ(JRM 社 LP-100F:5kΩ)を使用した．ブレーキペダルの踏み込み量に応じて，ポテンショメータの伸縮量が変化する．ペダル踏み込み時にはポテンショメータの抵抗が変化して小さくなり，出力電圧が上昇する仕組みになっている．その電圧はアクセルと同様 0〜10V の範囲で，A/D 変換ボードを

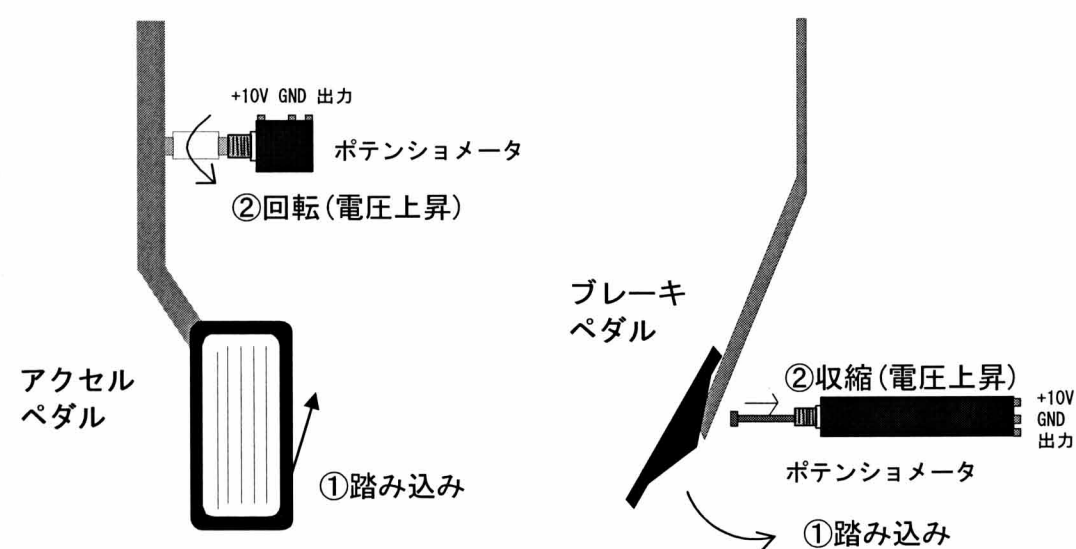



図 3.7 アクセル・ブレーキの機構

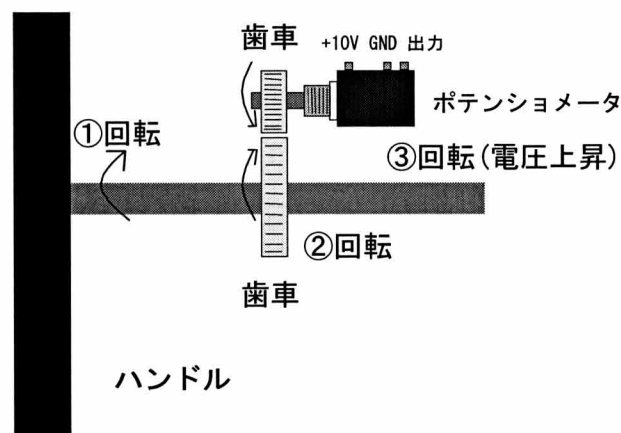



図 3.8 ハンドルの機構

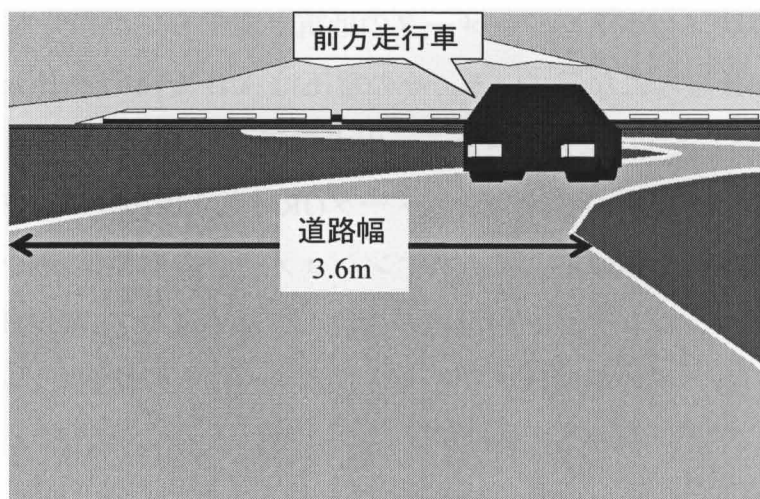



図 3.9 走行画面

通して PC に入力される．一方，ハンドルの機構を図 3.8 に示す．ハンドルには回転型のポテンショメータ(JRM 社 RRS5:50kΩ)を使用した．ハンドルの回転軸およびポテンショメータ回転軸の先端に歯車を取り付け，それらを噛み合わせることにより，ハンドルの回転量は歯車を通じてポテンショメータに伝達され，ハンドル回転量に応じた出力電圧が A/D 変換ボードを通して PC に入力される．出力電圧の範囲は 0～10V とした．また，パワーステアリングを想定して，ハンドルを左に回すほど反動による右への回転量が，右に回すほど反動による左への回転量が大きくなるようになっており，ハンドルを左あるいは右に切った状態で手を離すと，反動によりはじめの位置に戻るようにしている．

図 3.9 はスクリーンに投影される走行画面の例を示す．画面は運転者のフロントガラス越しに見た場面を想定している．走行画面には道路および前方を走行中の車が表示されている．ここで，道幅は 3.6m，自車の幅は 1.6m と仮定する．シミュレータで走行中，道路は直線と左右のカーブがランダムに出現する仕組みになっている．前方を走行中の車は車間距離が広がると大きさが小さくなり，狭くなると大きく表示される．また，車間距離がある一定量 70m を超えると，後続の車両に追い越されることとし，新しい車両が運転車の前方 10m 先に表示される．車間距離が 0 となると衝突したと見なし，強制的に停止する．前方走行車は 40～60km/h の範囲で走行速度がランダムに変化するが，停止することはない．なお，運転終了後には運転の安定性に関

して，評価が画面に表示されるようになっており，運転者の運転パフォーマンスをすぐに把握することが可能となっている．この評価方法については次節で詳しく述べる．

3.3.2 運転パフォーマンスの評価方法

運転パフォーマンスとして，自動車の走行軌跡が道路の中央から左右にどれだけ変化したか，前方走行車との車間距離がどれだけ変化したかといった指標を取り上げる．

(a) 左右変化量

図 3.10 に走行軌跡のモデルを示す．図は 1 分間の走行軌跡を示している．横軸は自分の車の中心が道路のどの位置を走行しているかを表し，縦軸は時間を表している．0 の位置にあるときは道路の中央を走行していたことを意味している．

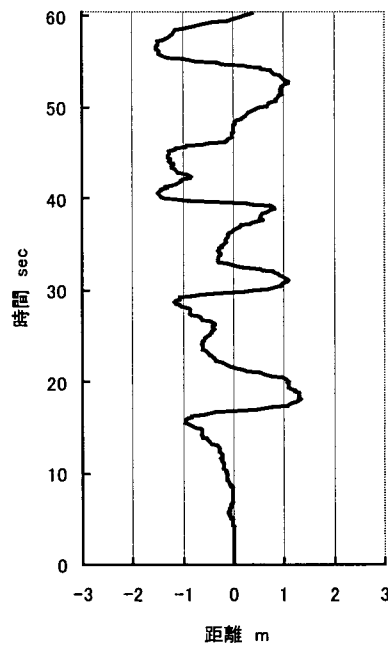



図 3.10 走行軌跡モデル

(b) 車間変化量

図 3.11 に車間距離の時間変化のモデルを示す．図は 1 分間の前方走行車との車間距離変化を示している．横軸は時間を表し，縦軸は自分の車が前方走行車とどれだけ車間距離があるのかを表している．

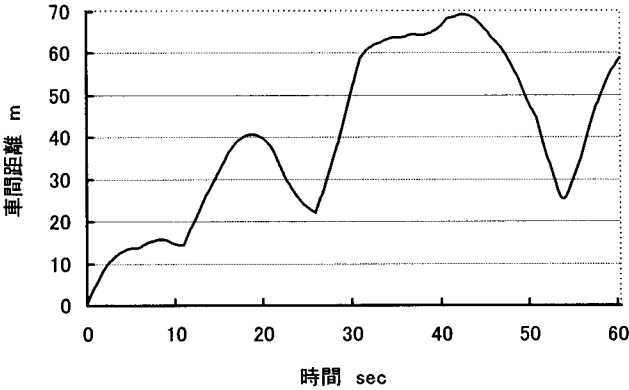



図 3.11 車間距離時間変化モデル

(c) 単位時間あたりの左右変化量と車間変化量

自動車運転の安定性を考えると，左右および車間距離の時間変化量が大きいほど不安定さは大きい．本実験では，運転の不安定さを定量化するために，自動車の走行軌跡が単位時間⊿t あたりに左右へどれだけ変化したか，前の車との車間距離がどれだけ変化したか，といった指標を取り上げる．⊿t は 0.2 秒とし，⊿t あたりの左右および車間の変化量の絶対値を求める．図 3.10 の走行軌跡モデルのデータから得ら

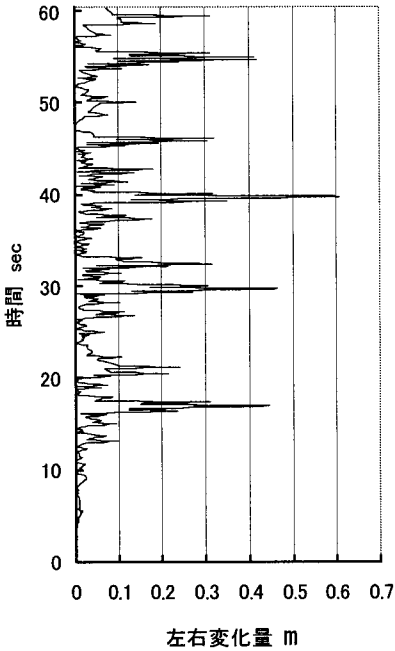



図 3.12 単位時間あたりの左右変化のモデル

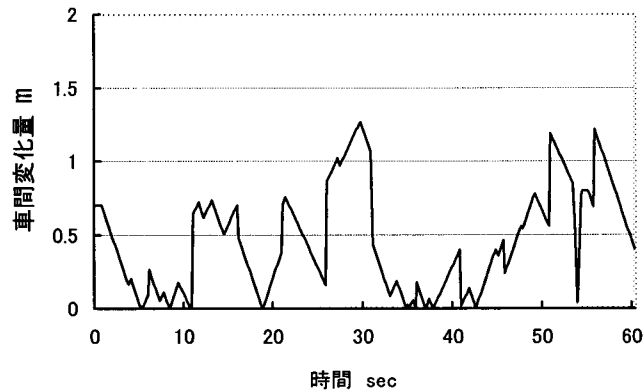



図 3.13 単位時間あたりの車間変化のモデル

れた単位時間⊿t あたりの左右変化のモデルを図 3.12 に示す．図において，横軸は自分の車が⊿t でどれだけ左右に変化したのかを左右変化量として表し，縦軸は時間を表している．

また，図 3.11 の車間距離時間変化モデルのデータから得られた単位時間⊿t あたりの車間変化のモデルを図 3.13 に示す．図において横軸は時間を表し，縦軸は自分の車と前の車との車間距離が⊿t でどれだけ変化したのかを車間変化量として表している．

(d) 運転不安定度

自動車の左右変化量と車間距離の変化量は，ともに小さいことが望ましく，いずれかが大きい場合や両者が大きい場合に，自動車の運転は不安定となる．本実験では，この左右変化量と車間変化量を合成することによって，自動車運転の不安定度を定義する．

図 3.14 に 2 つのパラメータの概念を示す．図において，fは単位時間あたりの車間距離の変化量を表し，0.2 秒間で車間がどれだけ変化したかを意味する．w は単位時間あたりの左右方向への変化量を表し，0.2 秒間で左右にどれだけ変化したかを意味する．このことを式で表すと，次のようになる．

f ＝ (今の車間距離) － (0.2 秒前の車間距離)

w ＝ (今の左右方向の位置) － (0.2 秒前の左右方向の位置)

ただし，右方を正とする．

通常，左右変化量 w は前の車との車間変化量 f よりも小さいが，道路幅が車間距離に比べて小さいことを考えれば，運転の危険性や不安定性といったものは決して小さくはない．このため，両者を合成するにあたって，ここでは車間変化量と左右変化量の不安定さへの影響度を合わせるために，車間変化量 f と左右変化量 w の比，つまり f が w に対して何倍になっているのかを調べることにした．そのためにシミュレータで模擬運転を行ったが，運転については，安定な場合，少し乱れる場合，かなり乱れる場合の 3 つの条件を取り上げ，各条件について運転を 20 回ずつ行った．

1 分間の運転 1 回について，車間変化量 f と左右変化量 w のそれぞれの絶対値の平均を求めて，式(3-4)から比 a の値を算出した．表 3.1 に a の値を示す．全体の平均は a=6.144 となった．ここでは小数点以下を四捨五入して a=6 とする．

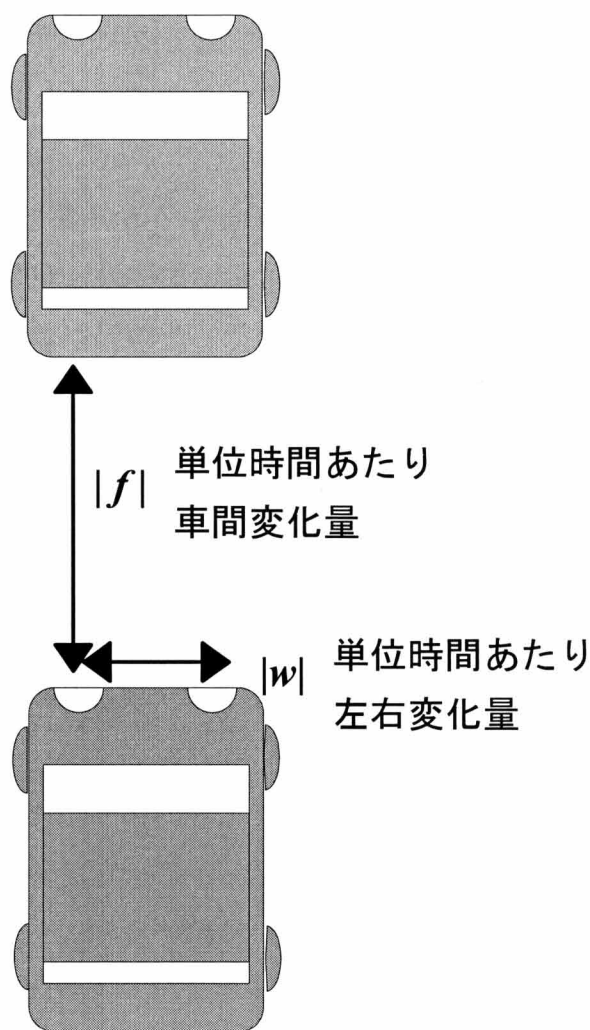



図 3.14 運転の不安定さを表す 2 つのパラメータ

$$a = \frac{|f|\text{の平均値}}{|\mathrm{w}|\text{の平均値}} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots(3\text{-}4)$$

表 3.1　*a* の値

運転条件	*a* の値	運転回数
安定な場合	4.754	20
少し乱れる場合	6.008	20
かなり乱れる場合	7.670	20
平均	6.144	20

以上をふまえて，単位時間(⊿t＝0.2 秒)あたりの運転不安定度(UI_j)を f と w を用いて式(3-5)で定義する．

単位時間あたりの運転不安定度(UI_j)

$$UI_j = Log_{10}(U_j')$$

$$= Log_{10}(f^2 + a^2w^2) \quad \cdots\cdots\cdots\cdots(3\text{-}5)$$

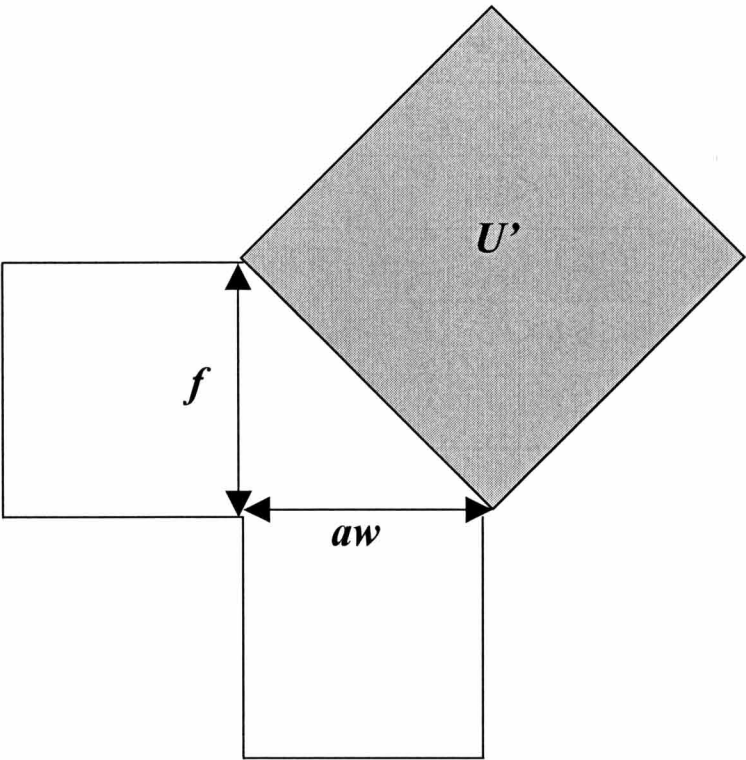



図 3.15 車間変化量 f と左右変化量 w を用いた不安定度の幾何学的意味

ここで，U_j ’は車間変化量 f と左右変化量 aw を合成したものであるが，f と w は正負の値をとるため，それぞれを 2 乗している．すなわち，不安定度は図 3.15 に示すように，f と aw を 2 辺とする直角三角形において，その斜辺を 1 辺とする正方形の面積に相当する．この面積が小さいほど，運転は安定であり，大きいほど不安定であると言える．式(3-5)で底を 10 とする対数をとっているのは，面積が大きくなるほどばらつきが大きくなるためである．

式(3-5)の計算は 0.2 秒ごとに行い，1 分間の運転データ(n=300)の平均値を，運転不安定度 U と定義する．すなわち，

$$U = \frac{\sum UI_j}{n} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots (3\text{-}6)$$

この式から得られる U の値と，UI_j のグラフにおける定性的評価の関係から，U と評価についての関係は表 3.2 のようになる．表に示すように U が 0.1 より小さければ運転は安定していると評価する．また，U が 0.7 以上であれば運転は非常に不安定であると評価する．

表 3.2 不安定度と評価

不安定度　U	評価
U＜0.1	安定
0.1≦U＜0.3	やや不安定
0.3≦U＜0.5	不安定
0.5≦U＜0.7	かなり不安定
0.7≦U	非常に不安定

3.3.3 皮膚血流量測定

(a) メンタルワークロードに伴う末梢反応の計測

ヒトのメンタルワークロードとして，快ー不快，ストレス，ヒヤリハットなどが挙げられるが，メンタルワークロードの変化に関連した身体の末梢反応の 1 つとして自

律反応がある[3-20]．自律反応は，さらに交感神経系と副交感神経系の反応に分けられる．緊張しているときには交感神経が活動し，心臓の拍動と血圧の増加，発汗，瞳孔散大，末梢毛細血管の収縮などが生じる．また，皮膚温が下がり，手足の指先が冷たくなる．一方，落ち着いているときには副交感神経が活動し，心拍数は減少，末梢血管の拡張が生じる．

これらの説明の具体例として，以下のような研究報告がなされている．

梅村ら[3-21]は，ヒトが精神的な負担を受ける場合には，皮膚交感神経系の皮膚血管収縮神経(Cutaneous Vaso Constrictor : CVC)の活動が亢進されることによって，皮膚血管が収縮し，皮膚血流量が減少することを報告している．さらに，彼らは，精神作業中における色彩キャラクタの色彩の種類を変えたときの皮膚温に及ぼす影響について検討を行っているが，そのなかで，精神作業を被験者に行わせると皮膚血流量が減少することを報告している[3-22]．このことから本実験では，自動車運転と携帯電話の会話の同時作業における緊張や集中によるメンタルワークロードを，レーザードップラー血流計(ALF21㈱アドバンス)を用いた指尖部皮膚血流量の減少率を指標として，定量的に評価することを試みた．

(b) 皮膚血流量の測定

レーザードップラー血流計を使用し，左手親指の手掌面指尖部で3分間測定した皮

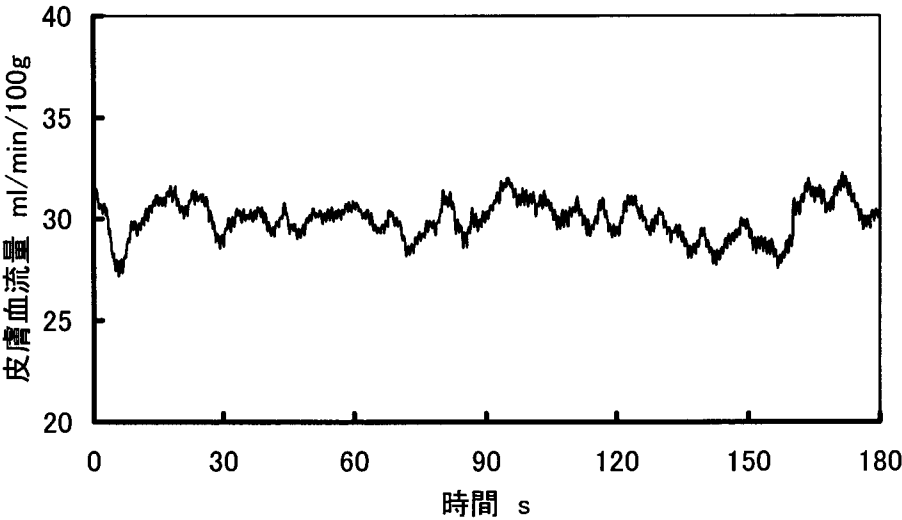



図 3.16 皮膚血流量変化

膚血流量変化例を図 3.16 に示す．これは，安静状態で測定した血流データをグラフ化したものである．横軸に時間，縦軸に皮膚血流量を表している．グラフにはバソモーションと小刻みな脈波の変動が含まれている．ここで，バソモーション[3-24]とは，微小血管の機能的な収縮と拡張を言い，波形は心拍や呼吸の周期と一致せず，1 分間に数回から十数回程度の周期を持つ連続的な波で確認することができる．この波は，末梢の血管運動を規制する交感神経の持続的な活動と考えられている．

(e) 指尖部皮膚血流量によるメンタルワークロードの計測

本実験では，被験者の緊張や注意集中によるメンタルワークロードの大きさを，左手親指の指尖部皮膚血流量で評価する方法を試みた．緊張やストレスによって交感神経(血管収縮神経)が活動し，末梢部の血流量が減少することはよく知られており[3-25]，人間の集中度を指尖脈波によって評価している報告もある[3-26]．図 3.17 に自動車運転中の皮膚血流量測定について示す．被験者には図 3.18 に示すように血流計のプローブを左手親指手掌面に両面テープで固定し，左腕を楽な状態でアームレストに置いてもらうこととした．

図 3.17 自動車運転中の皮膚血流量測定

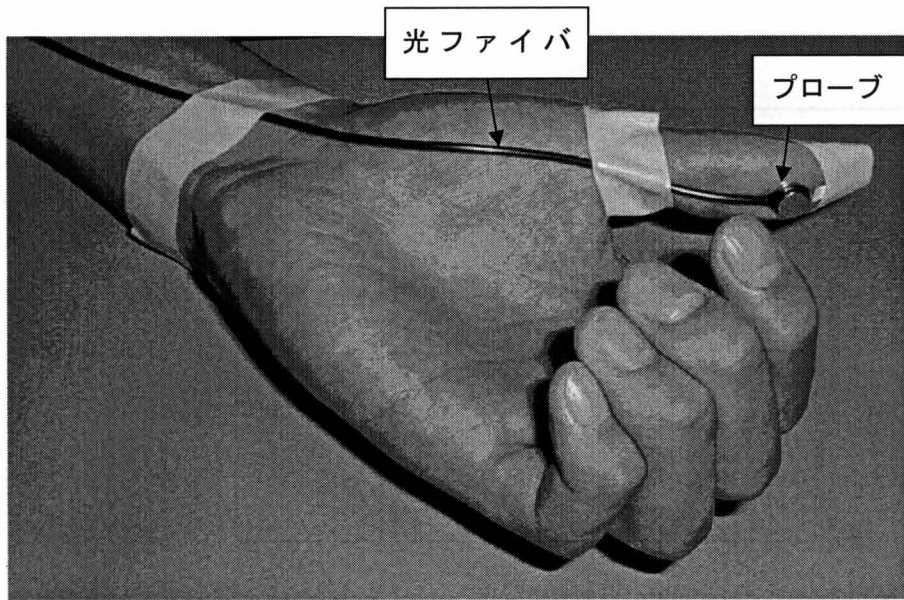



図 3.18 血流計プローブの張り付け箇所

(f) メンタルワークロードの評価法

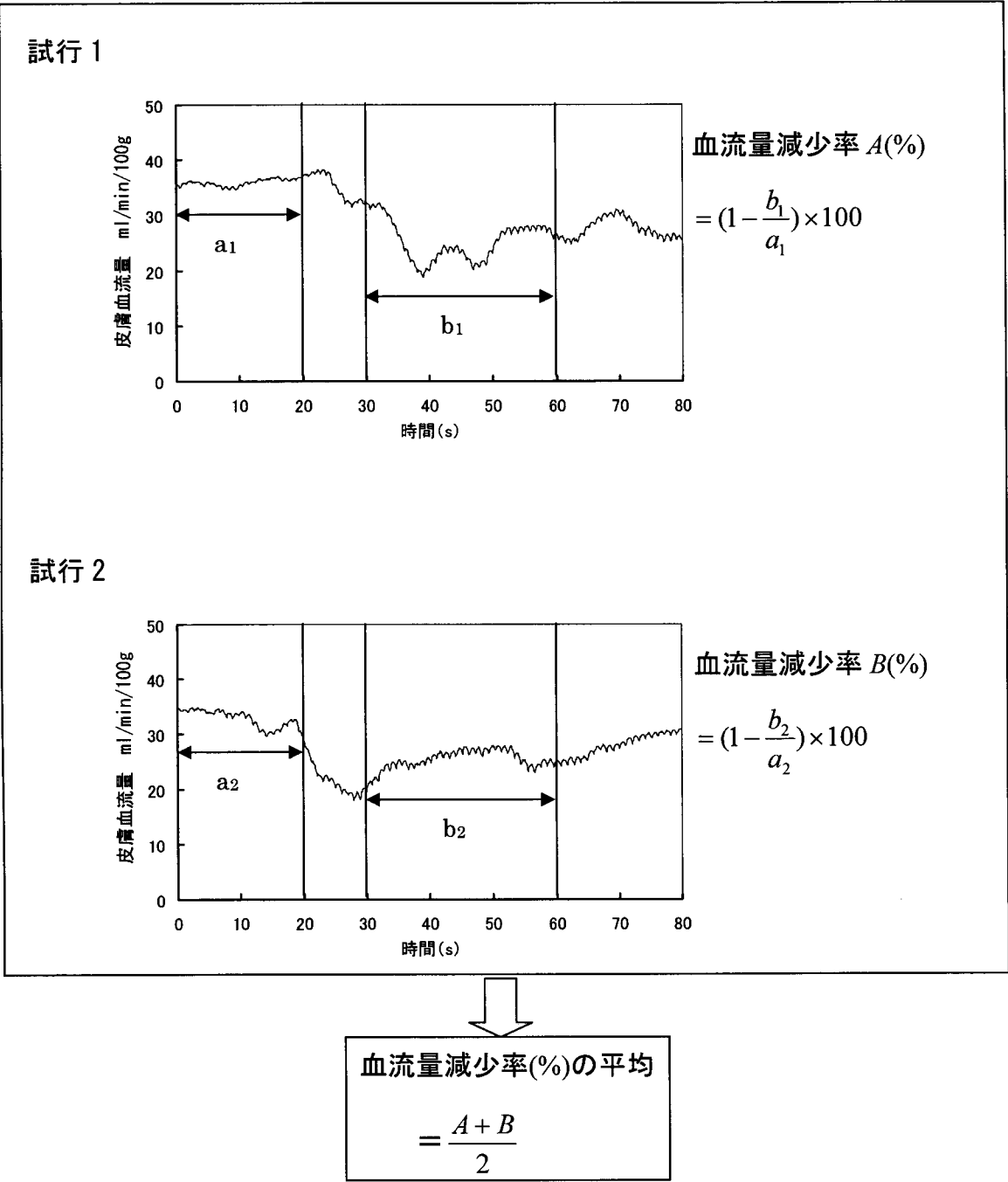
メンタルワークロードとして，被験者の皮膚血流量が実験開始後にどれだけ減少したかといった指標を取り上げる．測定は 1 回の実験につき 80 秒間行っており，最初の 20 秒間を安静状態，残りの 1 分間を実験中とした．本実験では被験者の緊張や集中によるメンタルワークロードの大きさを調べるために，実験開始後に血流量が最も減少していると思われる区間，すなわち測定開始後 30 秒後から 60 秒後までの平均レベルを取り上げ，その値が安静状態(0〜20 秒の平均レベル)からどれだけ減少しているかを減少率(%)として算出した．また，実験各条件についてそれぞれ 2 回ずつ試行し，試行ごとに血流データをグラフ化し，安静状態からの減少率を求めた．そして，各 2 回の減少率を平均し，条件ごとに比較を行った．以上のことを図 3.19 に図式化して示す．まず，被験者の 1 回目の血流量変化について，最初の 20 秒間の平均レベルを a_1，30〜60 秒間の平均レベルを b_1 とすると血流量減少率 A が求まる．同様に 2 回目の血流量変化について，最初の 20 秒間の平均レベルを a_2，30〜60 秒間の平均レベルを b_2 とすると血流量減少率 B が求まる．そして，A と B の平均を求め，それをメンタルワークロードの指標とする．

メンタルワークロードが大きくなるほど，血流量減少率は大きくなると考えられる

図 3.19 メンタルワークロードの評価

3.4 会話の難度比較実験

3.4.1 実験方法

携帯電話による会話に色の話題が出ればそれは脳にとって非空間的情報(色覚的情報)であり，目的地への道順や位置の話題が出ればそれは空間的情報であると考えられる．一方，自動車運転において信号の色を判断してブレーキ操作を行うのは，脳にとって非空間的情報処理(色覚的情報処理)に相当し，道路上の自動車の左右位置を操舵するハンドル操作および車間距離を制御するブレーキ操作は，空間的情報処理に相当すると考えられる．

本実験では，自動車運転のそれぞれの情報処理に対して，会話のそれぞれの情報処理が与える影響の大きさを測定する．この場合，会話の難度が空間的情報処理と非空間的情報処理において異なれば，それぞれの自動車運転への影響を比較することはできない．そのためここでは，まず会話の空間的情報処理課題を1つ設定する．次にそれに対して非空間的情報処理課題を4種類設け，その中から先の空間的情報処理課題と難度のほぼ等しい課題を実験によって導く．

まず，会話の空間的情報処理課題として「ミギ」，「ヒダリ」，「マエ」，「ウシロ」の4単語をイヤホンを通じて約2秒間隔で1つずつランダムに被験者に聞かせ，ある条件が成立したときに反応させる課題を取り上げた．被験者は図 3.20 に示すように，頭の中で自分の位置ポインタをまず原点に設定し，音声情報に応じてそのポインタを前後左右に移動させていく．ここで原点から前後左右および斜め前，斜め後までの距離を1とし，原点からの距離が2の位置にポインタが来た瞬間に，左手人差し指でボ

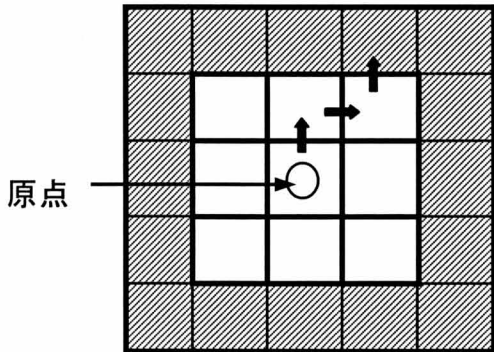



図 3.20 位置ポインタの設定と移動

タンを押して反応する．そのとき頭の中の位置ポインタも原点に戻す．4 単語の音声情報は予め男性の肉声によってそれぞれ同じ時間長さ(1 秒)になるように録音し，wave ファイルとして保存したものをノート PC でランダムに再生した．

次に非空間的情報処理(色覚的情報処理)課題は，表 3.3 に示すように「ケツエキ」「マリモ」など赤色(15 種類)と緑色(15 種類)を連想させる 30 種類の単語を，空間的情報処理課題と同様に約 2 秒間隔で左耳からランダムに聞かせ，ある条件が成立したときに左手人差し指でボタンを押して反応させる課題とした．この場合も男性の肉声によってそれぞれ同じ時間長さ(1 秒)になるように録音したものを再生して聞かせた．ここで反応条件として以下の 4 種類を設定した．

(1) 赤色を連想させる音声の出現回数をカウントし，それが 3 回に達するたびに反応する．反応後カウントを 0 に戻す(以下，この条件を「赤色 3」と略記する)．

(2) 赤色を連想させる音声の出現回数をカウントし，それが 2 回に達するたびに反応する．反応後カウントを 0 に戻す(以下，「赤色 2」と略記)．

(3) 赤色を連想させる音声が出るたびに反応する(以下，「赤色 1」と略記)．

(4) 順次聞こえてくる単語から連想する色が赤色から緑色へ，またはその逆に変化したときに反応する(以下，「色変化」と略記)．

これら 4 種類の非空間的情報処理課題と，先の空間的情報処理課題(以下，「空間」と略記)の 5 通りの実験を行い，それらの難度を比較検討した．実験ではそれぞれの反応時間(音声が発せられてからボタンを押すまでの時間)を測定し，実験終了後に課題の難度レベルについて主観的評価のアンケート調査を行った．難度レベルは 10 点満点(易 1 点～難 10 点)とし，被験者には各課題を相対的に評価させた．実験時間は 1 つの課題についてそれぞれ 2 分間とし，上述の条件が成立して被験者が反応する回数を，いずれの条件においても 20 回となるように設定した．ただし，被験者が誤って反応した場合，反応回数はちょうど 20 回とはならない．被験者は 22 歳～27 歳の男子 12 名とした．

表 3.3 非空間的情報の音声リスト

赤色	緑色
ヒノマル	アオムシ
ホノオ	アロエ
イチゴ	エメラルド
カーネーション	エンドウマメ
ケチャップ	ハッパ
ケツエキ	ホウレンソウ
コウヨウ	カエル
クチベニ	シソノハ
ニンジン	マリモ
ユウビンポスト	モミノキ
リンゴ	ネギ
サクランボ	ピーマン
セキハン	ササノハ
トマト	ジンコウシバ
ユウヤケ	クサ

3.4.2 実験結果と考察

被験者 12 名の各条件において，被験者が正しく反応したときの反応時間の平均を求め，それをさらに被験者 12 名について平均した結果を図 3.21 に示す．図には空間的情報処理課題と非空間的情報処理課題の各条件を比較するため，それぞれの 2 対に対して対応関係のある t 検定を行った結果を示している．

図から「色変化」の条件が「空間」の条件と反応時間に差があるとは認められないことがわかる．この結果より，耳から聞こえてくる「ケツエキ」,「マリモ」などの音声が連想させる色の変化に対して反応する非空間的情報処理と,「マエ」,「ヒダリ」などの音声に対して反応する空間的情報処理の難しさが同程度であるといえる．

一方，課題の難度に関する主観的評価の結果，すなわち被験者 12 名の各条件における難度レベルの平均を図 3.22 に示す．ここでは Wilcoxon の符号化順位検定を行った．図から,「赤 3」および「色変化」の条件が「空間」の条件と反応時間に差があるとは認められないことがわかる．平均値では「色変化」の方が「空間」により近い値となっている．この結果より，被験者の主観的難度レベルは図 3.21 の反応時間の結果とほぼ同様の傾向を示していることがわかる．すなわち，主観的評価においても「色

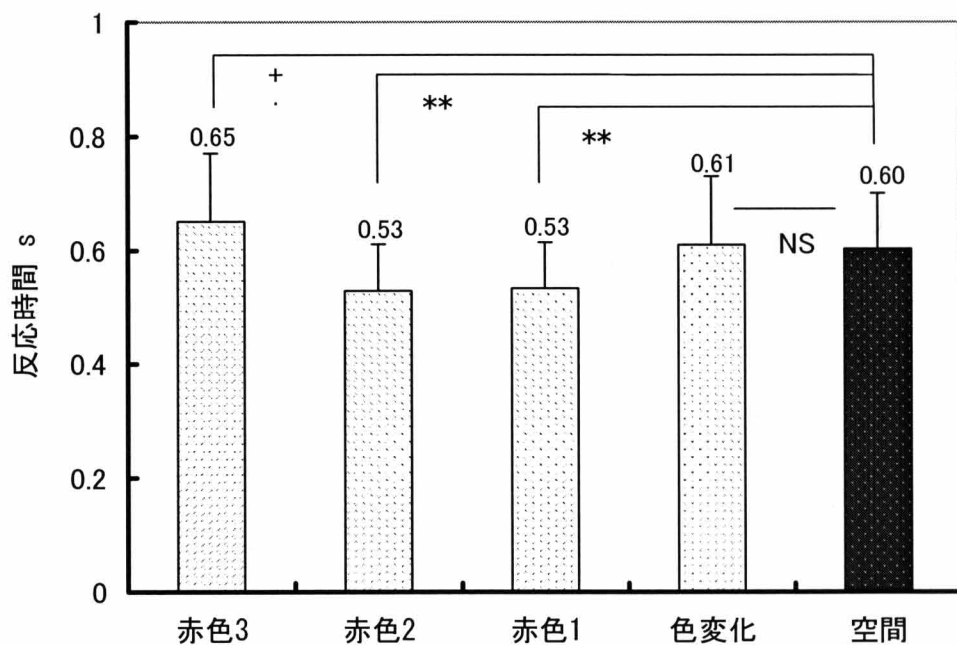



図 3.21 音声に対する反応時間

(** : p<0.01 , + : p<0.1, NS : Not Significant(t 検定, 自由度 11))

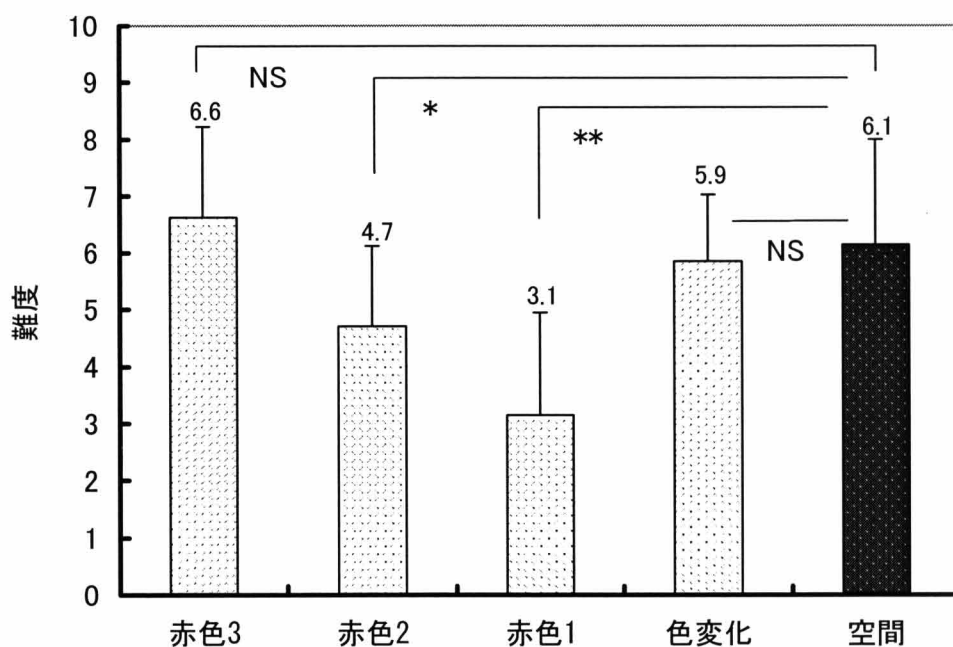



図 3.22 課題の難度に関する主観的評価

(** : p<0.01 , * : p<0.025, NS : Not Significant(Wilcoxon の符号化順位検定, 対の数 12))

変化」と「空間」の条件における難度レベルが同程度であるといえる.

以上から，自動車運転中の会話の非空間的情報処理課題として「色変化」の条件を採用する.

3.5 自動車運転に及ぼす影響の実験

3.5.1 実験方法

携帯電話による会話の情報処理課題が自動車運転の情報処理に与える影響を調べるにあたって，本実験では3.2節で説明した自動車運転シミュレータを用いた. 実験概要を図3.23に示す. シミュレータはアクセル，ブレーキ，ハンドルから成り，それらの信号を制御するPC及び走行画面をスクリーンに投影するカラー液晶プロジェクタで構成される. 運転は比較的明るい部屋(800lx)で，右手による片手運転を1分間継続することとした. 運転における空間的情報処理課題として左右方向に安

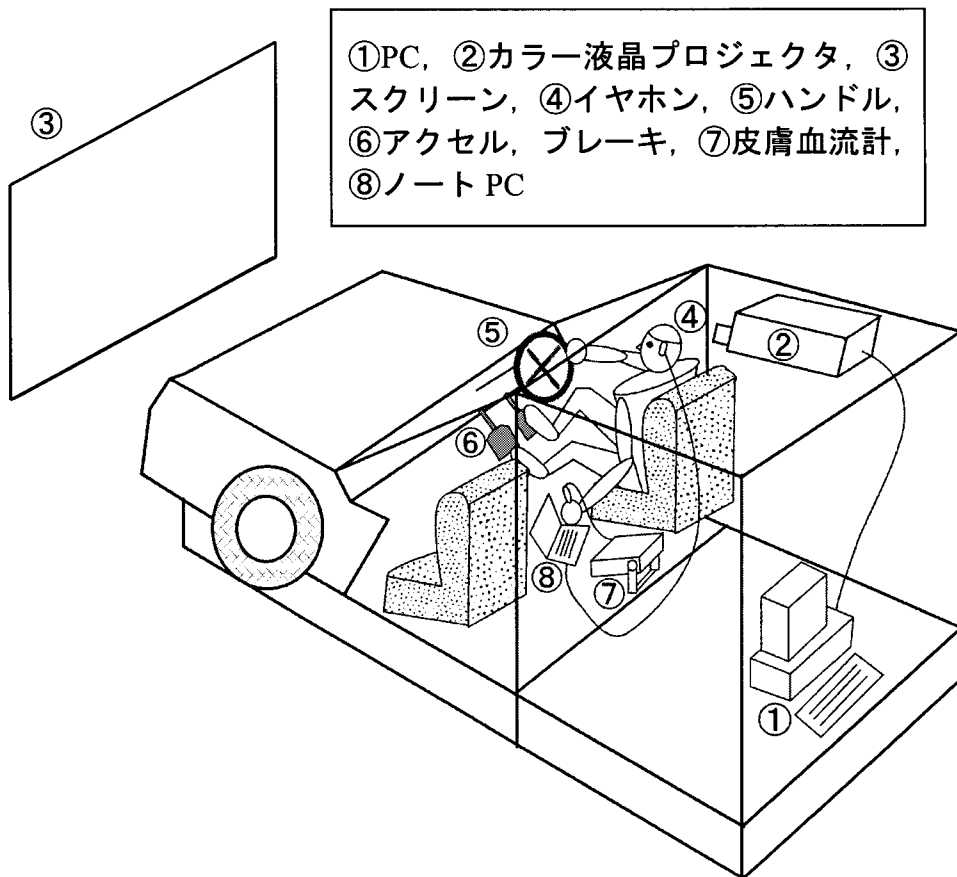



図3.23 実験概要図

定であること，さらに，前方を走行する車との車間距離を一定に保つことを被験者に課した(図 3.24)．なお，前方走行車の速度は時速 40～60km でランダムに変化し，道はランダムにカーブが出現するように設定した．また，毎 1 分間の運転の難度が同じになるようにカーブの種類や出現頻度などをシステム側で均一にした．

運転パフォーマンスの評価には式(3-5),(3-6)で定義した不安定度(U)を用いた．

すなわち，

$$U = \frac{\sum \log_{10}\{f_i^2 + (aw_i)^2\}}{n} \cdots\cdots\cdots\cdots (3\text{-}10)$$

$$(i=1,2,\cdots 300,\ n=300)$$

ここで f_i は 0.2 秒あたりの車間距離の変化量であり，w_i は車体の左右方向への変化量である．また，a は運転の不安定度に対する車間変化量と左右変化量の影響度を合わせるための係数で，$|f_i|$ と $|w_i|$ の各平均の比である．予備実験から $a=6$ とする．

一方，自動車運転における非空間的情報処理(色覚的情報処理)課題として，スクリーンの中央に信号を想定した 1 個の円のみを表示し(図 3.25)，信号の色が変化したときに，右足でブレーキペダルを踏みこんで反応する課題を取り上げた．信号の色は赤色と緑色の 2 種類とした．信号の色変化のタイミングおよび色の順序はランダムとし，1 分間の試行中に信号が 10 回呈示されるようにした．信号の円の直径は 300mm とし，被験者の眼までの距離は 1700mm とした．本課題における評価には信号が表示されてからブレーキペダルを踏むまでの反応時間および反応の正解率を取り上げた．

表 3.4 に実験条件の組合せを示す．すなわち自動車に関する空間的情報処理課題と

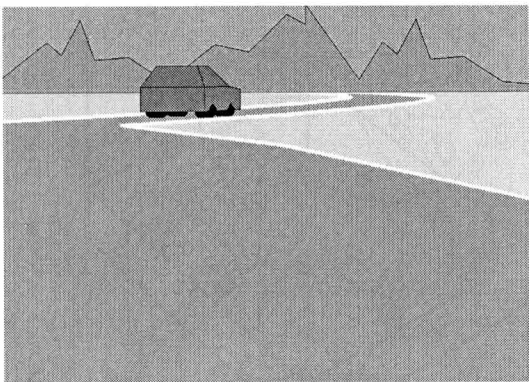



図 3.24 自動車運転．空間的情報処理

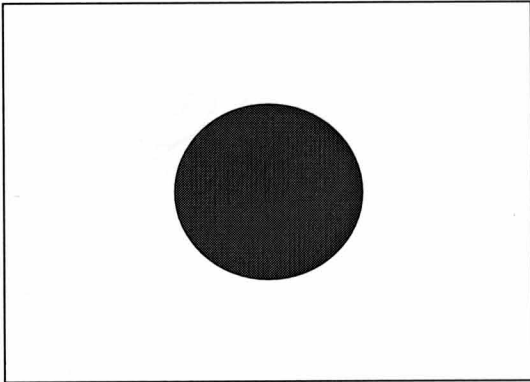



図 3.25 自動車運転．非空間的情報処理

非空間的情報処理課題のそれぞれに対して，携帯電話に関する空間的情報処理課題と非空間的情報処理課題およびコントロールを組み合わせて6通りとした．表中の運転(空間)は自動車運転の空間的情報処理課題，運転(非空)は自動車運転の非空間的情報処理課題，すなわち信号に対するブレーキ反応を意味している．また，会話(モノトーン)，会話(空間)および会話(非空)はそれぞれ携帯電話によるコントロール課題，会話における空間的，非空間的情報処理課題を意味している．会話の詳細については3.4節で述べた．すなわち，会話(空間)は「ミギ」，「ヒダリ」，「マエ」，「ウシロ」の4単語をイヤホンを通じて約2秒間隔で1つずつランダムに聞き，ある条件が成立したときに反応する．会話(非空)は「ケツエキ」「マリモ」など赤色(15種類)と緑色(15種類)を連想させる30種類の単語を，空間的情報処理課題と同様に約2秒間隔で左耳からランダムに聞き，単語を連想する色が赤色から緑色へ，またはその逆に変化したときに反応する．

ここでコントロール課題は，耳からモノトーンが聞こえると左手人差し指でボタンを押して反応させる課題とした．モノトーンはランダムな間隔で1分間に10回鳴るようにした．この課題を設けた理由は，指でボタンを押すといった運動制御系の処理がすべての条件に含まれるようにするためである．

運転と会話の同時処理実験は，まず，自動車運転シミュレータと3.4節で用いたソフト，すなわち課題音声を発してから指で反応するまでの時間を測定するソフトを同時に実行する．次いで被験者は右手でハンドルを操作し，右足でアクセルとブレーキを操作しながら，左耳からの課題音声に対して左手人差し指でボタンを押して反応する．課題音声は会話(空間)，会話(非空)のそれぞれにおいて2秒間隔で発せられ，正確に反応すれば1分間の運転中にボタンを10回押すように課題を設定した．一方，運転(空間)および運転(非空)は上述した条件の下で，それぞれ運転とブレーキ反応課題を実行する．

したがって本実験では，眼からの情報と耳からの情報が瞬間的に同時に入力されるようにはなっていないため，脳で瞬間的に干渉する挙動を解析することはできない．本実験では1分間という長いスパンの中で，両情報が干渉した結果のパフォーマンスを比較検討することに主眼を置いている．また，本実験にはハンドルやブレーキ操作，指によるボタン押しといった運動を含んでいるため，運動制御系との干渉も問題となる．そこでパフォーマンスを比較する際には，同等の運動を含むように設定した条件

表 3.4 実験条件

評価 / 条件	運転パフォーマンス		メンタルワークロード
	ブレーキ反応時間と反応正解率	運転不安定度	
1. 運転(空間)・会話(モノトーン)		○	○
2. 運転(非空)・会話(モノトーン)	○		○
3. 運転(空間)・会話(空間)		○	○
4. 運転(空間)・会話(非空)		○	○
5. 運転(非空)・会話(空間)	○		○
6. 運転(非空)・会話(非空)	○		○

間でのみ比較を行う．すなわちブレーキ反応時間と運転不安定度は，それぞれ表 3.4 中の○印をつけた 3 項目の間で評価を行った．また，メンタルワークロードは実験中の時々刻々の精神的緊張や集中による影響を調べるために，レーザードップラー血流計(ALF-21)を用いて，左手親指手掌面の皮膚血流量を測定した．被験者には，プローブを左手親指手掌面に両面テープで固定し，左腕は楽な状態で机上に置いてもらうこととした．

実験は 6 通りの条件をランダムな順序で 2 回ずつ行った．初めに各条件の課題について十分に練習を行い，各条件が変わって実験を開始する前にも練習を行ってもらい，リラックスしてから次の実験を開始した．被験者は 3.4 節の実験と同じ 22～27 歳の男子 12 名とした．

3.5.2 運転特性に関する実験結果

(a) 走行軌跡および車間距離時間変化

まず，今回の実験で得られた走行軌跡および，車間距離時間変化の結果の一例を示す．図 3.26 および図 3.27，図 3.28 にそれぞれ「運転(空間)」の走行軌跡，「運転(空間)・会話(非空)」の走行軌跡，「運転(空間)・会話(空間)」の走行軌跡を示す．これらの図からわかるように，「運転(空間)」に対して「運転(空間)・会話(非空)」と「運転(空間)・会話(空間)」では走行が不安定になっている．また，「運転(空間)・会話(空間)」の方

が「運転(空間)・会話(非空)」よりも走行が不安定になっていることがわかる.

一方，図 3.29 および図 3.30，図 3.31 にそれぞれ「運転(空間)」の車間距離変化，「運転(空間)・会話(非空)」の車間距離変化，「運転(空間)・会話(空間)」の車間距離変化を示す．これらの図からわかるように，「運転(空間)」に対して「運転(空間)・会話(非

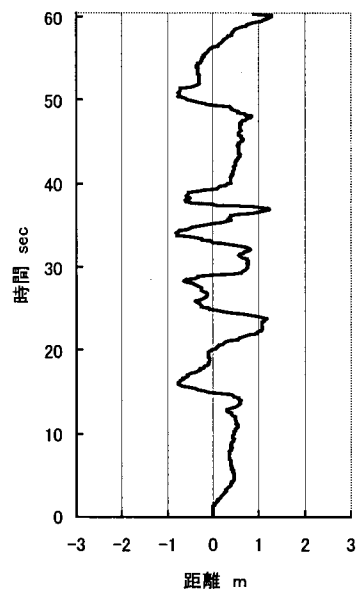



図 3.26 運転(空間)の走行軌跡

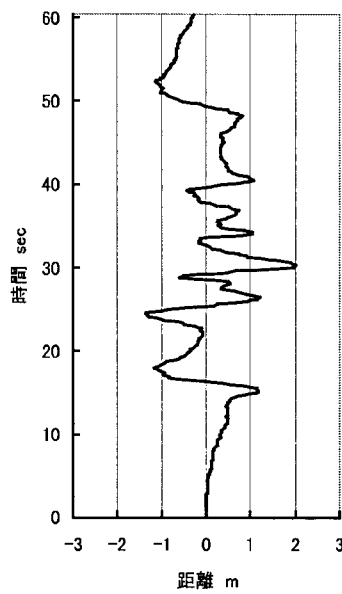



図 3.27 運転(空間)・会話(非空)の走行軌跡

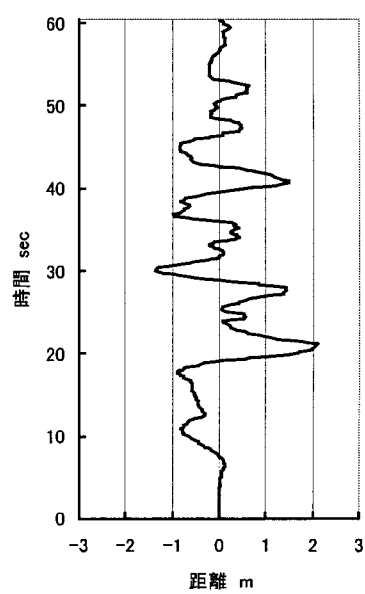



図 3.28 運転(空間)・会話(空間)の走行軌跡

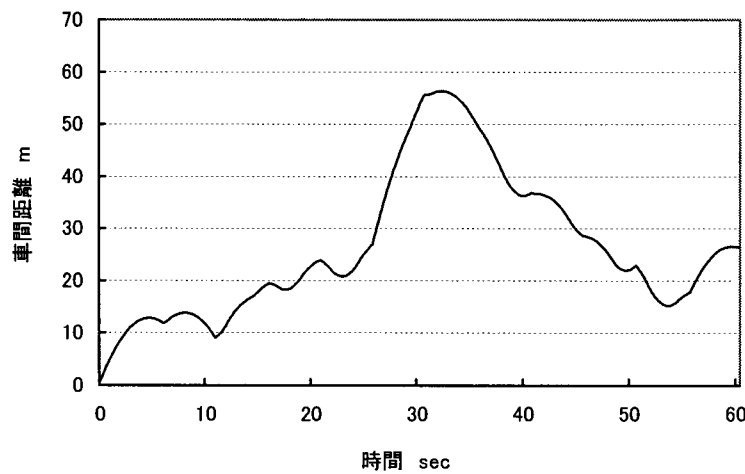



図 3.29 運転(空間)の車間距離変化

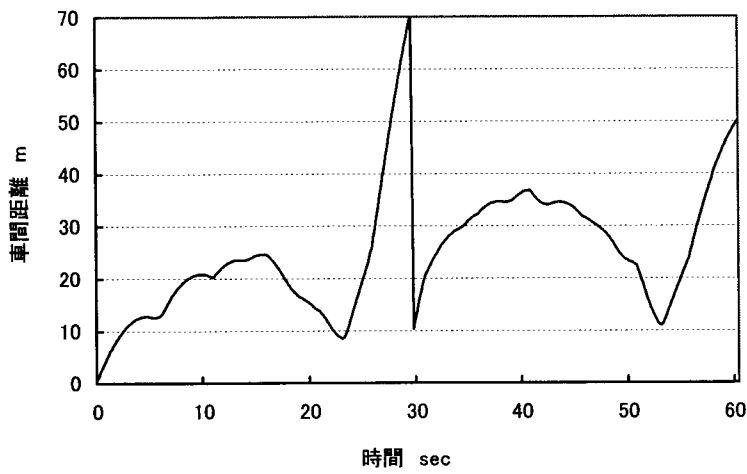



図 3.30 運転(空間)・会話(非空)の車間距離変化

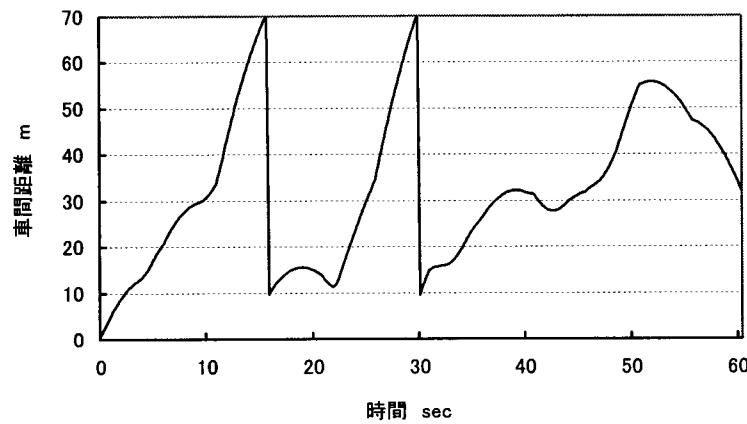



図 3.31 運転(空間)・会話(空間)の車間距離変化

空)」と「運転(空間)・会話(空間)」では前方走行車との車間距離変化が不安定になっている．また，図 3.30 と図 3.31 にみられる車間距離変化の不連続は後続の車両に追い越されていることを表している．したがって，「運転(空間)・会話(空間)」の方が「運転(空間)・会話(非空)」よりも前方走行車との車間距離変化が不安定になっていることがわかる．

(b) 単位時間あたりの左右変化量と車間変化量

単位時間あたりの左右変化量の絶対値および，単位時間あたりの車間変化量の絶対値の結果の一例を示す．図 3.32 および図 3.33，図 3.34 にそれぞれ「運転(空間)」の

左右変化量,「運転(空間)・会話(非空)」の左右変化量,「運転(空間)・会話(空間)」の左右変化量を示す．これらの図からわかるように,「運転(空間)」に対して「運転(空間)・会話(非空)」と「運転(空間)・会話(空間)」では左右への変化が大きくなっており，不安定である．また,「運転(空間)・会話(空間)」の方が「運転(空間)・会話(非空)」よりも左右への変化が大きくなり，不安定であることがわかる．

一方，図 3.35 および図 3.36，図 3.37 にそれぞれ「運転(空間)」の車間変化量,「運転(空間)・会話(非空)」の車間変化量,「運転(空間)・会話(空間)」の車間変化量を示す．これらの図からわかるように,「運転(空間)」に対して「運転(空間)・会話(非空)」と「運転(空間)・会話(空間)」では車間変化が大きくなっており，不安定である．また，図 3.36 と図 3.37 にみられる車間変化の不連続は後続の車両に追い越されていることを表している．したがって,「運転(空間)・会話(空間)」の方が「運転(空間)・会話(非空)」よりも車間変化が不安定になっていることがわかる．

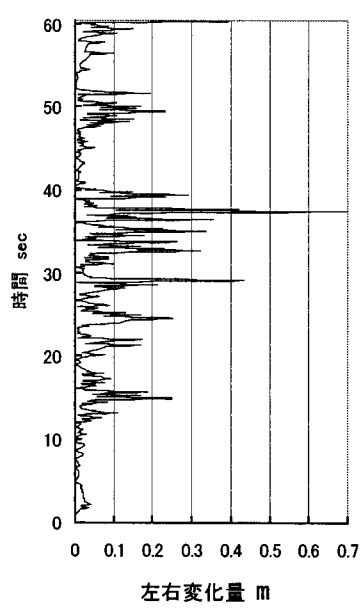



図 3.32 運転(空間)
左右変化量

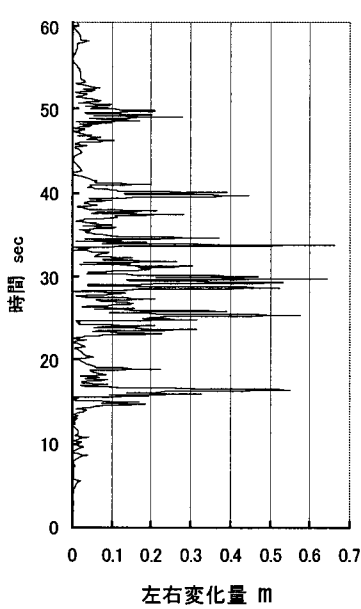



図 3.33 運転(空間)・
会話(非空)左右変化量

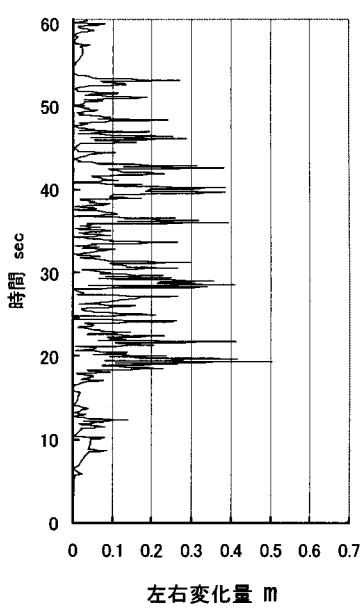



図 3.34 運転(空間)・
会話(空間)左右変化量

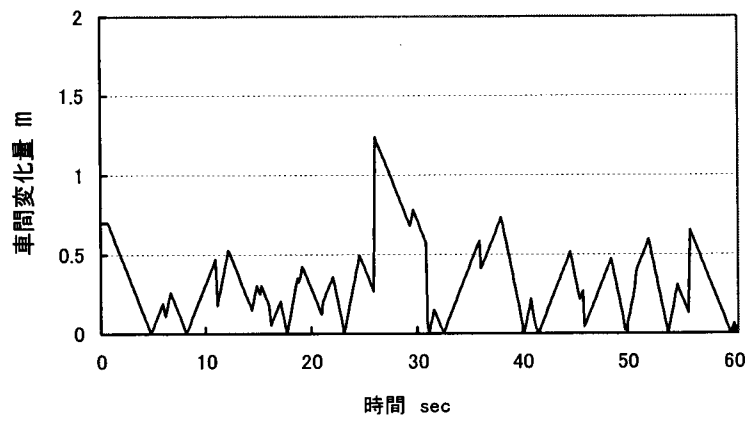



図 3.35 運転(空間)車間変化量

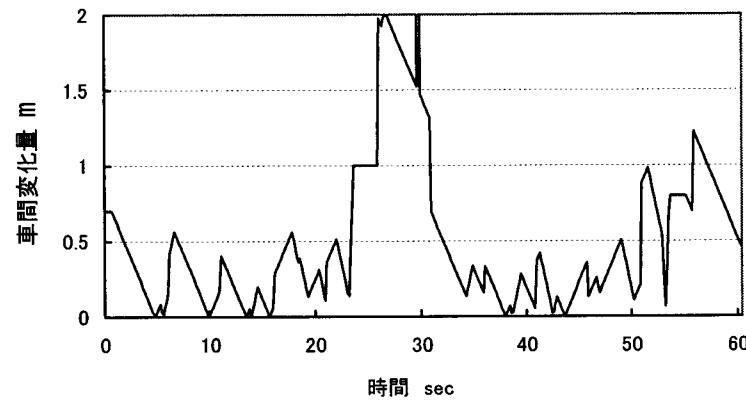



図 3.36 運転(空間)・会話(非空)車間変化量

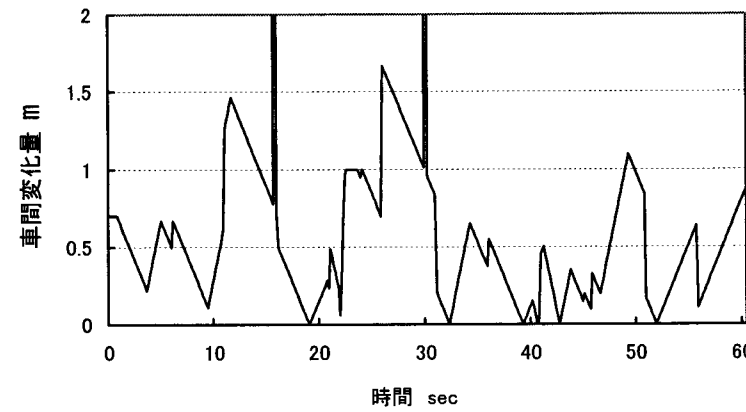



図 3.37 運転(空間)・会話(空間)車間変化量

(c) 運転特性

以上を踏まえ，図 3.38 に実験から得られた自動車運転の不安定度の比較を示す．被験者 12 名それぞれについて各条件における 2 回試行の不安定度の平均を求め，さらに全被験者について平均を求めた結果を示している．

図からわかるように，モノトーンに反応しながら運転を行う「運転(空間)・会話(モノトーン)」に対して，「運転(空間)・会話(非空)」と「運転(空間)・会話(空間)」では不安定度が高くなっている($p<0.01$)．なお，これらの 3 条件にはいずれも運転操作と指によるボタン押しが含まれているため，不安定度が図のように異なるのは，耳から入力される情報とその処理の違いによるものと考えられる．3.3 節で述べたように，不安定度 0.1 未満は「安定」，0.1 以上 0.3 未満は「やや不安定」，0.3 以上 0.5 未満は「不安定」を意味する [3-27]．このことからモノトーンに反応するだけの単純な処理は運転にほとんど影響しないが，空間的あるいは非空間的情報処理を伴うと運転に影響が現れることがわかる．さらに「運転(空間)・会話(非空)」よりも「運転(空間)・会話(空間)」の不安定度が高くなっていることから，

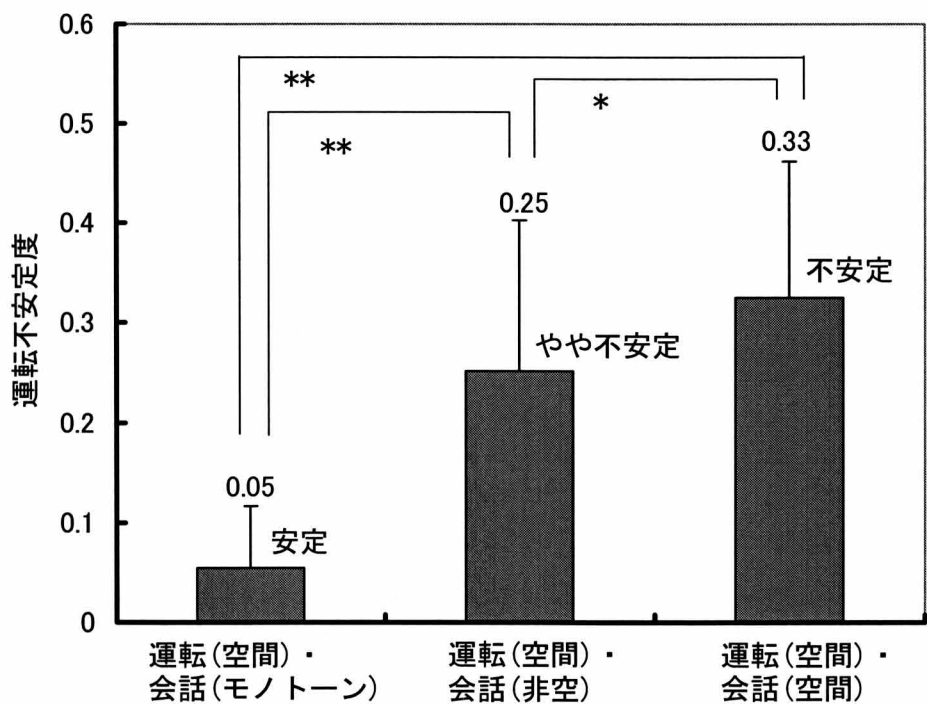



図 3.38 自動車運転の不安定度

(** : $p<0.01$, * : $p<0.05$(t 検定，自由度 11))

「運転(空間)・会話(空間)」では運転と携帯電話でともに空間的な処理を行わなければならず，運転のパフォーマンスがより低下したものと考えられる．このことは，眼と耳からの空間的情報が脳内で干渉し，そこに多くの注意資源が配分された結果であることが示唆される．

図3.39に自動車運転の非空間的情報処理課題におけるブレーキ反応の結果を示す．ここでも被験者12名それぞれについて各条件における2回試行の反応時間の平均を求め，さらに全被験者について平均を求めた結果を示している．図からわかるようにモノトーンに反応しながらブレーキ反応の処理を行う「運転(非空) ・会話(モノトーン)」に対して，「運転(非空)・会話(空間)」および「運転(非空)・会話(非空)」では反応時間に遅れが生じていることがわかる(p<0.01)．この場合も同様に,いずれの条件にもブレーキ操作とボタン押しが含まれているため，反応時間の違いは耳から入力される情報とその処理の違いによるものと考えられる．「運転(非空)・会話(空間)」よりも「運転(非空)・会話(非空)」で反応時間が長くなっていることから，「運転(非空)・会話(非空)」では運転と携帯電話でともに非空間的な処理を行わなければならず，ブレ

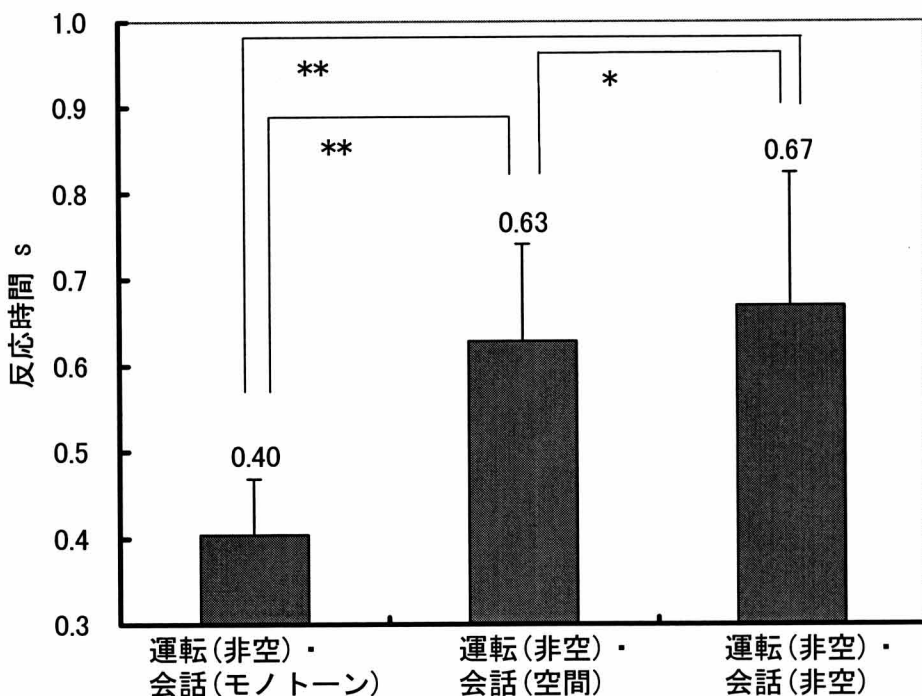



図3.39 ブレーキ反応時間

(** : p<0.01 , * : p<0.05(t検定，自由度11))

ーキ反応がより低下したものと考えられる．このことは，眼と耳からの非空間的情報(色覚的情報)が脳内で干渉し，そこに多くの注意資源が配分された結果であることが示唆される．なお，ブレーキ反応の正解率についても「運転(非空)・会話(非空)」の条件において同様に低下することが確認された．

3.5.3 メンタルワークロードに関する実験結果

図 3.40 は皮膚血流量変化の典型例を示したものである．24 歳男子の実験 1 分間の例を図示している．実験開始前の 20 秒間は安静状態で測定し，その後の 1 分間が実験中となるようにした．グラフの縦軸は，安静状態時の平均値を基準としてそれからの減少率を示している．図から，実験開始の時点からそれまでとは違った変動が現れているのがわかる．この変動は実験開始に起因する被験者の緊張や集中によるメンタルワークロードの現れであると考えられる．「運転(非空)・会話(空間)」，「運転(非空)・会話(非空)」では血流量の減少率が大きくなっていることがわかる．この場合，「運転(非空)・会話(非空)」の血流について見ると実験開始直後には約 30%の減少が見られ，実験開始 20 秒後には約 15%の減少が認められる．一方，モノトーンに反応しながらブレーキ

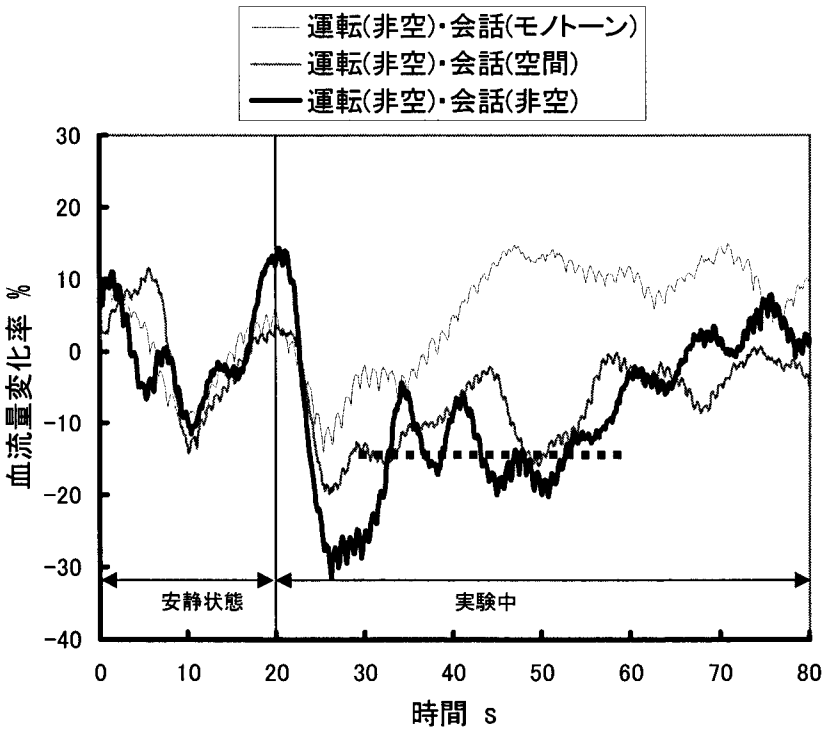



図 3.40 皮膚血流量変化の典型例(24 歳男子)

反応の処理を行う「運転(非空)・会話(モノトーン)」の場合には，他の聴覚情報処理の場合と比べて減少率が小さいことがわかる．このような，実験開始後の減少率の大きさを定量化するため，実験開始 10 秒後から 40 秒後(測定開始 30 秒後から 60 秒後)までの平均レベルを求め，安静状態からの減少率を算出した．

被験者 12 名について各条件における皮膚血流量減少率の 2 回試行の平均をそれぞれ求め，全被験者の平均を求めた結果を図 3.41，図 3.42 に示す．

図 3.41 からわかるようにモノトーンに反応しながら運転を行う「運転(空間)・会話(モノトーン)」の場合に対して，「運転(空間)・会話(非空)」の条件において皮膚血流量減少率が大きくなる傾向がある．これは，先に述べたようなメンタルワークロードの現れであると考えられる．一方，「運転(空間)・会話(空間)」の条件においては平均値は高いものの統計的に有意に高いとは認められなかった．この原因の 1 つは，車体の左右前後を安定に保って運転するという運転課題そのものが比較的大きな精神的負担を与えるものであったためと考えられる．また，図 3.41 の結果は，会話における色の変化に対して正確に反応する課題の方がメンタルワークロードが大きい傾向

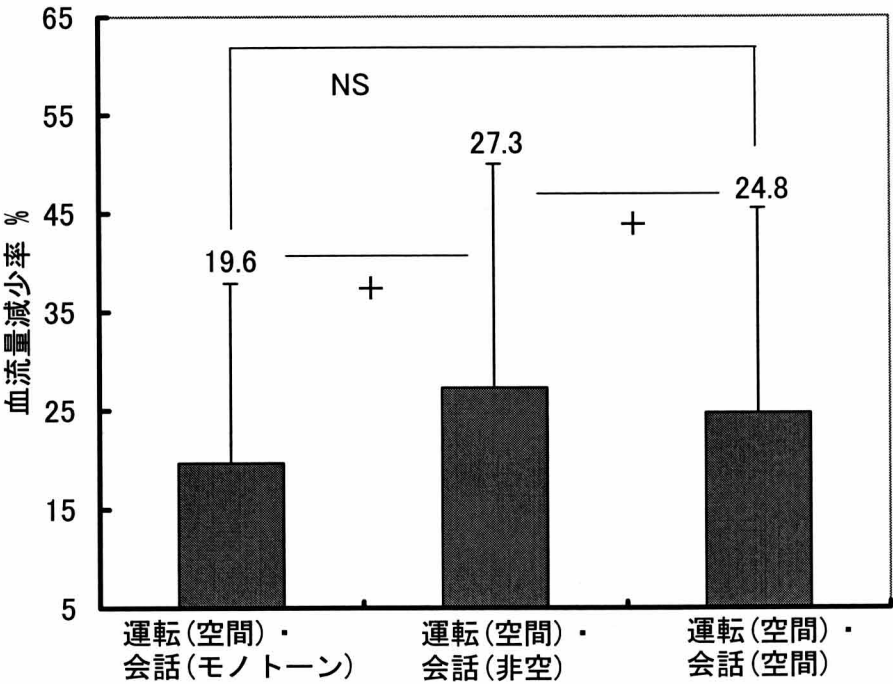



図 3.41 運転の空間的情報処理におけるメンタルワークロード

(+ : p<0.1, NS : Not Significant(t 検定，自由度 11))

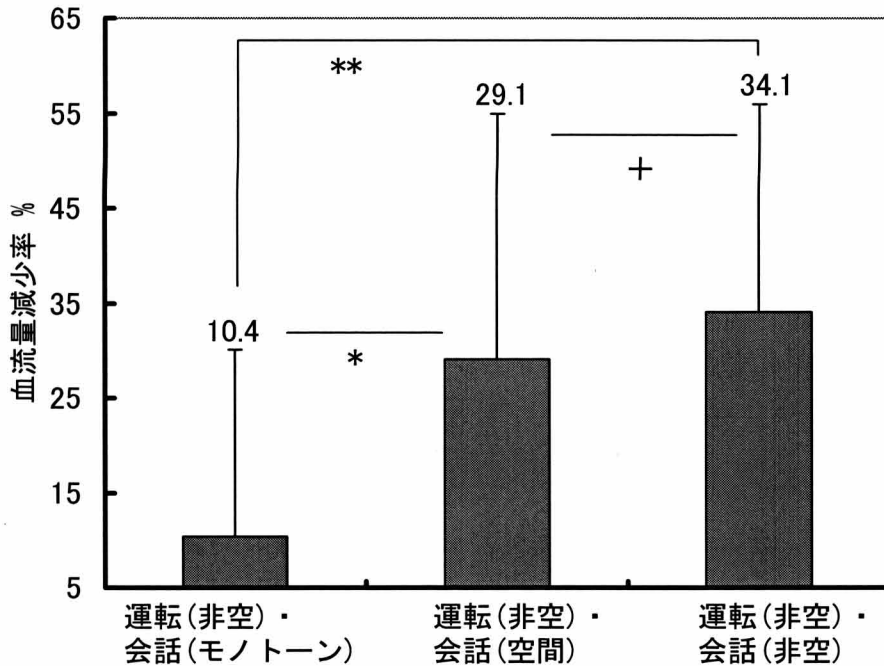



図 3.42 運転の非空間的情報処理におけるメンタルワークロード

(** : p<0.01, * : p<0.05, + : p<0.1(t 検定，自由度 11))

を示唆している．

また，図 3.42 からモノトーンに反応しながらブレーキ操作を行う「運転(非空)・会話(モノトーン)」の条件ではメンタルワークロードは比較的小さいことがわかる．「運転(非空)・会話(空間)」と「運転(非空)・会話(非空)」では，後者の方が精神的負担が大きくなる傾向がある．このことは，図 3.39 の結果と同様に運転と携帯電話でともに非空間的(色覚的)な処理を行うことにより，視覚と聴覚の干渉の度合いが大きくなって，より高い集中が必要となることを示唆している．

次に，メンタルワークロードに対する運転と会話の相互作用の効果を見るために，運転 2 水準(運転(空間)，運転(非空))×会話 3 水準(会話(モノトーン)，会話(空間)，会話(非空))の 2 要因の分散分析を行った．分析では 2×3 の被験者内計画において，被験者 12 名を全条件に割り当てて行った．その結果，交互作用の効果は認められなかった(F 値=1.03，F(2,60,5%)=3.15)．すなわち，運転と会話の組合せによって，メンタルワークロードに影響する新たな作用が生じたとは言えない．

3.6 結言

本章では，携帯電話を用いた会話内容に対して脳が処理する空間的情報や非空間的情報が，自動車運転のために脳が対応する空間的情報処理と非空間的情報処理のそれぞれに対してどれだけ干渉し悪影響を与えるかを，自動車運転シミュレータを用いた実験によって検討した．

結果をまとめると以下のようになる．

(1) 自動車運転において視覚による空間的情報処理は，携帯電話からの聴覚による別の空間的情報の処理とより多く干渉し，走行安定性などのパフォーマンスを低下させる．

(2) 信号判断のような視覚による非空間的情報処理は，携帯電話からの聴覚による別の非空間的情報の処理とより多く干渉し，ブレーキ操作の反応時間を遅らせる．

以上より，眼からの運転情報と耳からの携帯電話音声の情報が，ともに空間的な情報や非空間的な情報を処理する場合には，運転パフォーマンスの低下やブレーキ反応時間の遅延をもたらすという新しい知見が得られた．このことから，自動車運転中に携帯電話の使用を認めるためには，例えば，速度に応じた車間距離の維持を支援することによって，運転者の空間的情報処理の負担を軽減する，あるいは信号機の色情報を「進め」「止まれ」といった別の情報に置き換え，それを車内に呈示することによって非空間的情報処理の負担を軽減するなどのインタフェースの開発が望まれる．

本実験では，空間的および非空間的情報が脳内で干渉した結果として，外に現れるパフォーマンスの劣化を明らかにしたが，どのような情報が脳内のどこで干渉するかといったことについては明らかにできていない．今後，MEG(脳磁図)や fMRI などを用いて，脳内の干渉メカニズムを詳細に検討する必要がある．

参考文献

3-1) 川野常夫，西田修三，橋本正治，東義隆，森脇俊道，自動車運転時の運転特性と会話特性に与える携帯電話の影響，日本人間工学会主催シンポジウム「カー

ナビ・携帯電話の利用性と人間工学」, (2000), pp.25-34.

3-2) 近江政雄, 会話の認知負荷が運転のパフォーマンスにおよぼす影響, 日本人間工学会主催シンポジウム「ケータイ・カーナビの利用性と人間工学」, (2003), pp.51-54.

3-3) 川野常夫, 西田修三, 橋本正治, 東義隆, 森脇俊道, 自動車運転中における同乗者との会話と携帯電話による会話の相違に関する実験的検討, 日本人間工学会主催シンポジウム「携帯電話の利用性と人間工学」, (1998), pp.79-82.

3-4) Goodman,M.J., Tijerina, L., Bents, F.D. and Wierwille, W.W., Using cellular telephones in vehicles, safe or unsafe?, Transportation Human Factors, 1, (1999), pp.3-42.

3-5) Alm, H. and Nilson, L., The effect of a mobile telephone task on driver behavior in a car following situation, Accident Analysis and Preventation, 27, (1995), pp.707-715.

3-6) 岩堀修明, 神経解剖学, 金芳堂, (1998), p.9.

3-7) Pisella, L., Arzi, M., Rossetti, Y. , The timing of color and location processing in the Motor context, Experimental Brain Research, v121, 3, (1998), pp.270-276.

3-8) Rossetti, Y., Pisella, L., Pellison, D., New insights on eye blindness and hand sight, Temporal constraints of visuo-motor networks. , VIS COGN, v7, 6, (2000), pp.785-791.

3-9) 氏家弘裕, 視覚の情報処理, 計測と制御, 第 41 巻, 10 号, (2002), pp.702-707.

3-10) M.Mishkin, L.G. Ungerleider and K.A. Macko, Object vision and spatial vision : two cortical pathways, Trends In Neuroscience, v6, (1983), pp.414-417.

3-11) 時実利彦, 目でみる脳ーその構造と機能, 東京大学出版会, (1992), p13, pp.25-26.

3-12) 武田常広, 脳工学, 電子情報通信学会編, コロナ社, (2003), pp.19-21.

3-13) 福島邦彦, 大串健吾, 斉藤秀昭, 基礎情報工学シリーズ 19 視聴覚情報処理, 森北出版, (2001), pp.34-37.

3-14) 松本元, 大津展之, 脳とコンピュータ 5 脳・神経系が行う情報処理とそのモデル, 培風館, (1994), pp.51-55.

3-15) 岩井榮一, 脳 学習・記憶のメカニズム, 朝倉書店, (1988), p.44.

3-16) D. J. Felleman, D. C. Van Essen : “Distributed hierarchical processing in the primate

cerebral cortex", Cortex, 1, (1991), pp.1-47.

3-17) 川上進, 岡本浩明, 松岡雅裕, 細木信也, 大脳で空間認識を行う神経網のモデル：移動すれば片目でもなぜ立体的に見えるのだろう？, 計測と制御 第41巻 第10号, (2002), pp.744-747.

3-18) 鈴木寿夫, 酒田英夫, 新生理学体系 第12巻 高次脳機能の生理学, 医学書院, (1988), p68.

3-19) M. S. Livingstone, D. H. Hubel : "Psychophysical evidence for separate channels for the perception of form, color, movement, and depth", J. Neurosci., 7, (1987), pp.3416-3468.

3-20) 八木昭宏, 「人間生活工学における心理生理計測」(2) 情緒と末梢における生理反応, 人間生活工学, Vol.1, No.2, (2000), pp.38-39.

3-21) 梅村, サーモグラフィと人間工学への応用, 人間工学, vol.30, No.6, (1994), pp.377-379.

3-22) 梅村, 清水, 本多, 色彩刺激が皮膚温におよぼす影響, (社)日本経営工学会平成10年度秋季研究大会予稿集, (1998), pp.246-247.

3-23) 山越憲一, 戸川達男, 日本エム・イー学会編 ME教科書シリーズ 生体用センサと計測装置, コロナ社, (2000), pp.101-103.

3-24) (株)アドバンス, レーザー血流計(ALF21)取扱説明書, (1995), pp.1-23.

3-25) 管屋, 岩瀬, レーザードップラー血流計を用いる検査法, 日本臨床, 50巻, 4号, (1992), pp.79-82.

3-26) 福住, 剣持, 運転シミュレータにおける集中計測システム, 人間工学, 第32巻, 特別号, (1996), pp.360-361.

3-27) 川野, 西田, 橋本, 森脇, 自動車運転と携帯電話の同時行為における運転・会話特性と衝突回避反応に関する研究, 交通科学, Vol.28, No.1, No.2, (1998), pp.66-70.

第 4 章 携帯電話を用いた会話における音質低下およびそれに伴う聴覚認知負荷

4.1 緒言

携帯電話はコミュニケーションをはかるツールとして広く普及している．これに伴い，特に自動車運転中の携帯電話使用に関する安全性の問題が取り上げられてきた．運転と電話による会話の同時作業が運転パフォーマンスに及ぼす影響を初めて実験的に検討したのは Brown らである [4-1]．彼らは被験者に自動車で 2 つの障害物の隙間を通り抜けるハンドル操作を行わせたが，運転中の電話行為によって判断が鈍り，知覚機能が低下することや会話の応答性が悪くなることを結論として述べている．

また，運転者の精神的作業負担は携帯電話のタスクに比例して大きくなること，さらに，携帯電話による会話によって引き起こされる注意散漫は，知覚や判断操作，事象およびイベントの検出機能，状況の認知などの機能を低下させることがあり，自動車運転時の事故の危険性が高くなる [4-2] ことなどが報告されている [4-3)~4-7]．

一方，携帯電話を用いた会話には時々ノイズなどが含まれる [4-8] が，これらは会話音質を低下させるものである．自動車の中では電波受信の状態が悪いため，音質がさらに悪くなる [4-9][4-10]．このように，会話音声にノイズが含まれる場合には，相手の会話を理解することが困難となることが予想される．従って，運転中の携帯電話使用時において，ノイズを含む会話音声を電話で聞く場合には，運転者の負担を大きくする可能性もあり，このため自動車事故の増加につながることが懸念される．ゆえに，無線通信におけるノイズの低減は人間工学的な課題であるとされている [4-6]．しかし，携帯電話による会話に含まれるノイズの実状についてはまだ明らかにされていない．また，会話中のノイズに伴う認知負荷についてもまだ不明な点が多い．

本章では，最初に携帯電話を走行中の自動車内で用いた場合の音質低下およびノイズの発生について検討することを目的とする．次いで，音質の低下した会話音声を携帯電話で聴く際に，聴覚認知負荷があるかどうかについても検討する．

はじめに，携帯電話による会話の音質低下を 2 つの携帯電話間で測定した．測定では 3 つの音質低下タイプすなわち，スペクトルの乱れ，伝達遅れ，および途切れがあることを明らかにした．それらは言語の解釈を妨害するという共通の特性を持ってい

ることから，本研究では3つの音質低下タイプの中で，会話中に突然生じる途切れに着目した．第2に，途切れによる無音区間を含む音声信号モデルを，ニュース読み上げの音声から作成した．また，実験では会話音声の途切れに伴う聴覚認知負荷の測定を行った．被験者には途切れを含む音声信号を片耳で聴かせ，そのときの聴覚野における脳神経活動をMEG(magnetoencephalography:脳磁図)によって計測した．

4.2 音質低下の測定

4.2.1 実験方法

携帯電話を走行中の自動車内で用いた場合に，会話の音質低下を測定する実験を行った．図4.1に実験装置および方法を示す．800MHzと1.5GHzのそれぞれの周波数帯域においてTDMAサービスを提供する携帯電話事業者2社の2つの携帯電話を用いて，会話音質の低下を測定した．会話は建物6Fの実験室に設けた1.5GHzの発信側の携帯電話から，約5km離れた自動車内の800MHzの受信側の携帯電話に対して行った．2つの携帯電話は異なる基地局のもとで使用した．それぞれの基地局からの伝達パワーは約30W(公称値)であった．測定は自動車の走行中および停車中の2条件について行った．走行中の車の速度は40km/h前後とした．

男性実験者(45歳)によって発音された短母音[u]と長母音[u:]を聴覚への入力信号とした．それらはマイクで録音するともに，発信側の携帯電話から受信側の携帯電話へ伝達された．そして，発信側の電話への入力信号および，受信側の電話からの出力信号はそれぞれPCで録音した．一連の母音からなる一回の会話時間は約20秒とした．会話は自動車の停車中および走行中の場合に対して，PM2:00前後にそれぞれ10回繰り返し行った．測定時の電波の受信状況は比較的良好であった．

4.2.2 実験結果

図4.2は1つ目の音質低下タイプ，すなわち，携帯電話経由による音声伝達のスペクトルの乱れを示している．図4.2aおよび図4.2bはそれぞれ，発信側の携帯電話に入力された音声信号(長母音[u:])のソナグラム，およびこの信号が受信側の携帯電話から出力された場合のソナグラムを示している．

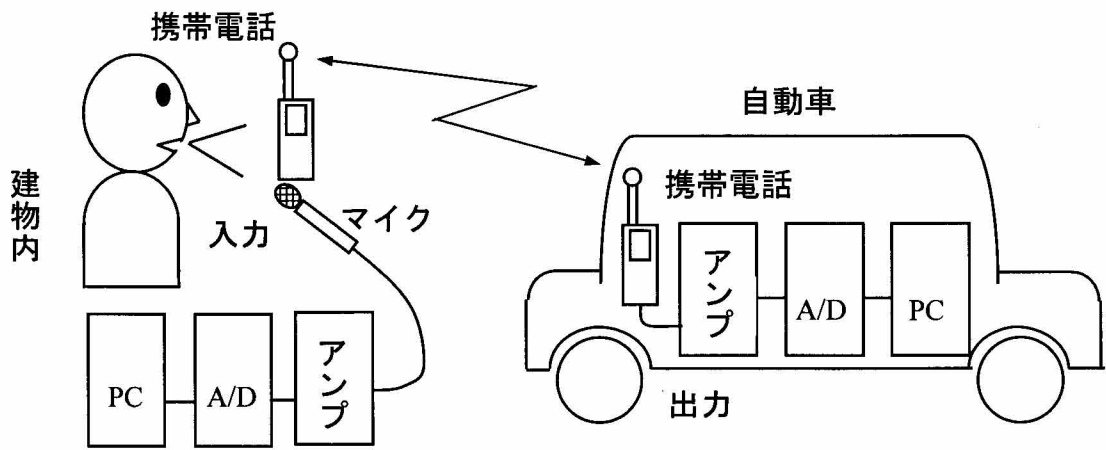



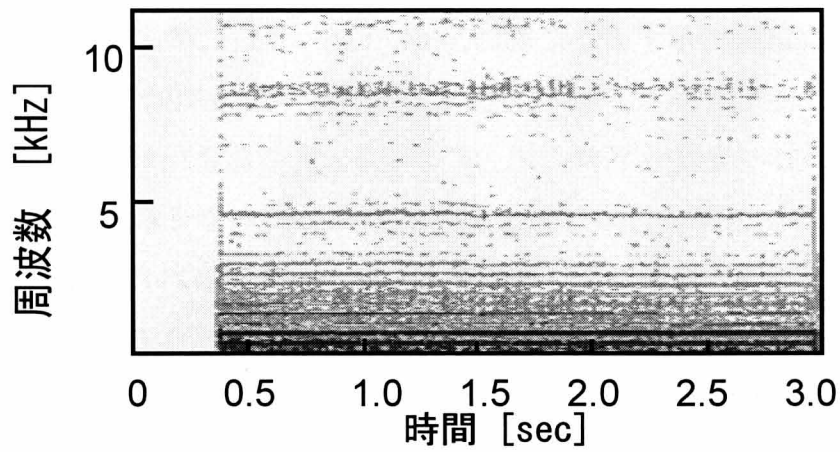
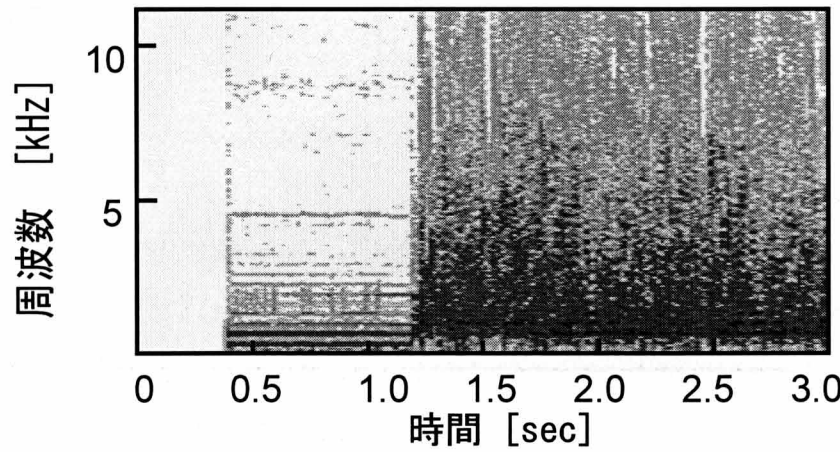
図 4.1 音質低下の測定

a 携帯電話に入力された音声信号のソナグラム

b 携帯電話から出力された音声信号のソナグラム

図 4.2 スペクトルの乱れ(1 つ目の音質低下タイプ)

図 4.2a は長母音[u:]の入力信号における典型的なソナグラムを示していることがわかる．これに対して図 4.2b の出力信号では，突然スペクトルが乱れている様子がわかる．すなわち，スペクトルが乱れた後半の信号は[u:]として認知することが出来ないことを示唆する．スペクトルの乱れが生じる区間は停車中の場合には全測定時間の 2.3%であり，走行中の場合には 5.5%であった．

図 4.3 は 2 つ目の音質低下タイプ，すなわち携帯電話経由による音声の伝達遅れを示している．図中の上側の波形は発信側の携帯電話に入力された音声信号(短母音[u])を示しており，下側の波形は受信側の携帯電話からの出力信号を示している．この場合，受信側の携帯電話は自動車内に設けず，発信側の携帯電話と同じ建物の中に設け，入力信号および出力信号は 1 つの PC に同時に入力して解析を行った．音声伝達における遅れは図に示すように約 370ms であった．このような伝達遅れは携帯電話会話中に常に生じており，30 回の測定で遅れの平均時間は 317±34ms であった．

図 4.4 は 3 つ目の音質低下タイプ，すなわち，携帯電話経由による会話音声の途切れを示している．上側の波形は発信側の携帯電話に入力された音声信号(短母音[u])を示しており，下側の波形は受信側の携帯電話から出力された信号を示している．出力信号における途切れは図に示すように明らかである．すなわち，信号が突然カットされていることがわかる．この場合，途切れの持続時間は約 300ms であった．

図 4.5 は途切れ時間とその頻度との関係をヒストグラムで示したものである．図か

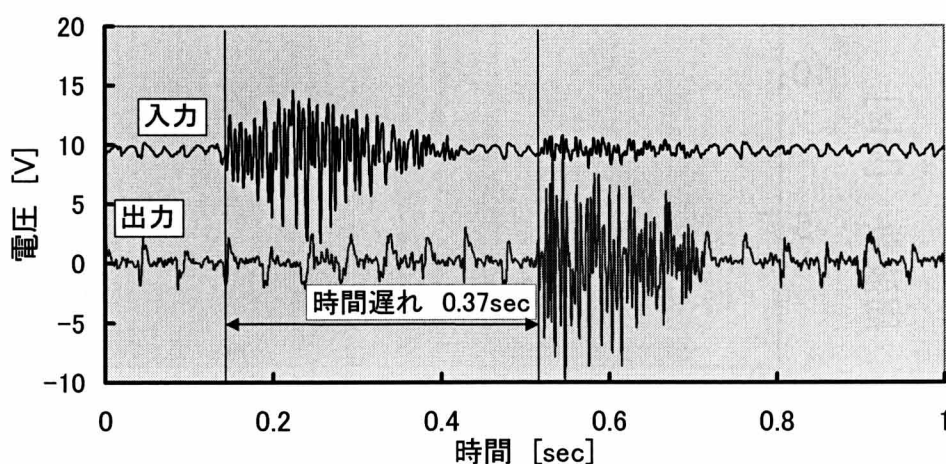



図 4.3 伝達遅れ(2 つめの音質低下タイプ)

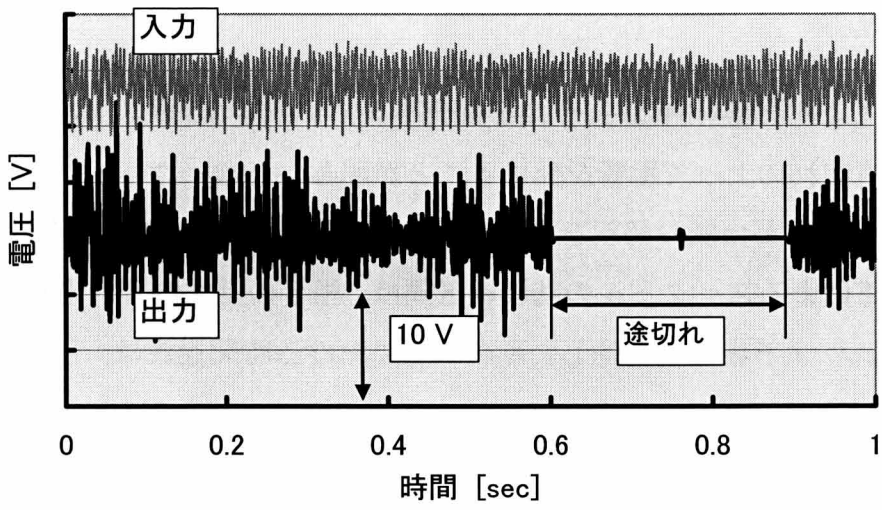



図 4.4 途切れ(3 つめの音質低下タイプ)

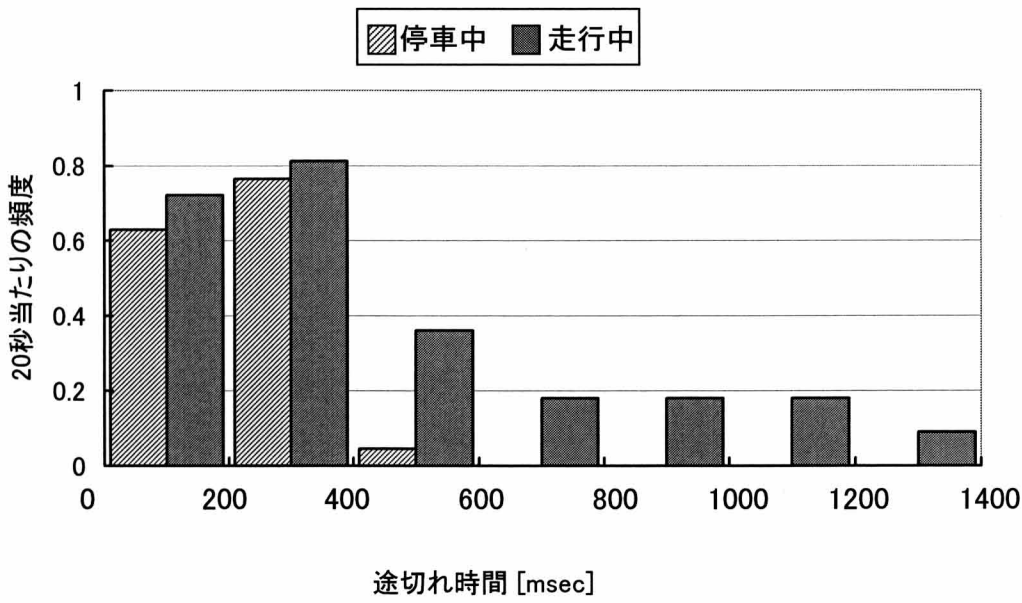



図 4.5 途切れ時間と頻度の関係

らわかるように，停車中よりも走行中の方が，会話はより長い時間途切れ，途切れの頻度がより多くなっている．走行中には 1 分あたり 7.6 回の頻度で途切れ，測定された途切れの平均時間は 424.4±336.6msec であった．また，停車中には 1 分あたり 4.3 回の頻度で途切れ，平均時間は 232.1±114.2msec であった．

4.23 まとめ

携帯電話による会話音声は 3 つの音質低下タイプ，すなわち，スペクトルの乱れ，伝達遅れ，途切れによって影響を受けることが明らかとなった．これら 3 つの音質低下タイプのすべてが会話の解釈を妨害するという点で共通の特性をもっている．つまり，音質低下によるスペクトルの乱れの区間は，相手の話す内容が理解できないという点で途切れによる場合と共通し，音声伝達における時間遅れは，その遅れの間が無音になるという点で途切れの場合と共通する．従って，次節では会話時に突然生じる途切れに着目し，それに伴う聴覚認知負荷について検討を行う．

4.3 脳神経反応の計測

会話音声の途切れに伴う聴覚認知負荷を調べるために，脳神経活動の計測を行った．MEG(magnetoencephalography:脳磁図;NeuroMag-122,Finland)[4-11]を用いて，非侵襲に脳磁場の計測を行い，脳活動を定量的に評価した．

本節では，脳磁場の発生メカニズムや MEG の測定原理および脳の微弱磁場を計測するための SQUID システムの概要などについて述べる．

4.3.1 脳磁場の発生メカニズムと強度

EEG(脳波)は脳細胞の活動による電気信号を相互にやり取りし，頭に貼った電極か

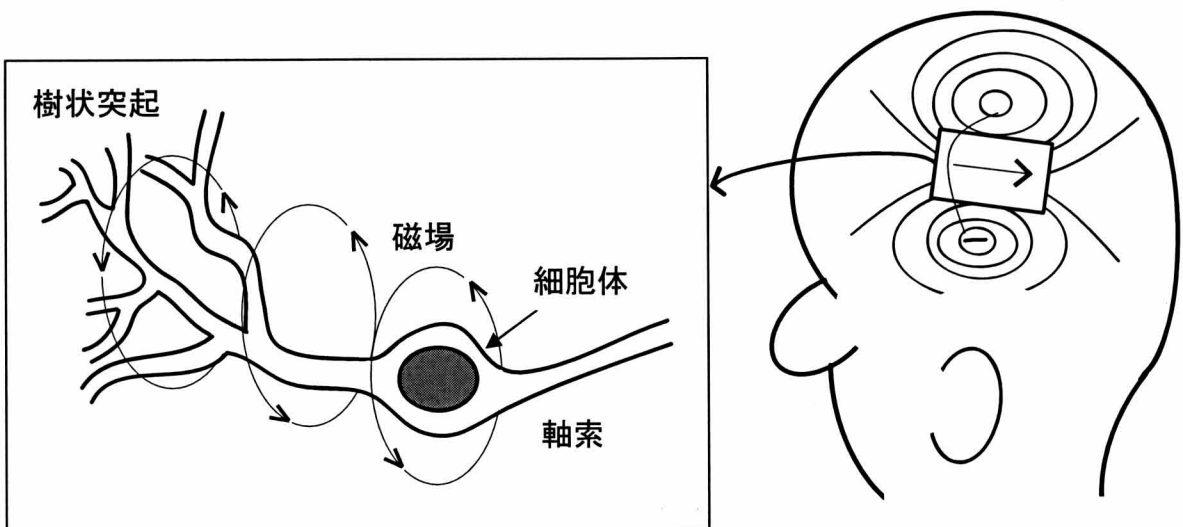



図 4.6 脳磁場の発生

ら計測した電位変化を測定するのに対して，MEG は脳磁場を測定する．図 4.6 に脳磁場の発生メカニズムを示す[4-12]．ニューロン(神経細胞)は多くの枝からなる樹状突起(ニューロンの入力部)と呼ばれる突起と，能動ケーブルの役割を果たす軸索(信号伝送路)と呼ばれる突起と，核の存在する細胞体より成る．軸索はその先端が細かく分岐し，次のニューロンの樹状突起や細胞体に付着し，シナプス(ニューロンの入力部)という構造をつくる．このようなニューロンが活動すると脳内に電流が流れる．その電流によって右ねじの法則に従って，図に示すように磁場が生じる．頭の内部から生

表 4.1 色々な生体磁気信号の強さ

磁束密度 G（ガウス）	磁束密度 T（テスラ）	
1	10^{-4}	
		地球の磁場
10^{-1}	10^{-5}	
10^{-2}	10^{-6}	
		都市の磁気雑音
10^{-3}	10^{-7}	
10^{-4}	10^{-8}	
10^{-5}	10^{-9}	鉄粉が蓄積された肺からの磁場
10^{-6}	10^{-10}	腹部に流れる電流による磁場 心臓の働きに伴う磁場 眼球の運動に伴う磁場
10^{-7}	10^{-11}	
		肝臓に蓄積された鉄粉からの磁場 筋肉運動に伴う磁場
10^{-8}	10^{-12}	胎児の心臓の働きによる磁場 自発脳磁場(α 波，睡眠脳磁場，てんかんのスパイク)
10^{-9}	10^{-13}	誘発脳磁場(音刺激，光刺激)
10^{-10}	10^{-14}	脳幹からの磁場
10^{-11}	10^{-15}	

じるその磁場を，MEG は頭の中に計測装置を挿入することなく，頭の外側から非侵襲的に計測する．

磁場の強さを表す磁束密度は，テスラ T(tesla;T=Wb/m²=N/A･m)の単位で測る．表 4.1[4-13]は脳から発生する磁場の強さを，体内に蓄積された磁性体によって発生する色々な生体磁気信号の強度と比較したものである．地磁気が約 5×10^{-5}T であるのに対し，人間に対する刺激に応じて頭から生じる磁場は数百フェムトテスラ(数百 fT;fT=10^{-15} T)であり，地磁気の 1 億分の 1 以下である．α 波などの特別な刺激が与えられなくて頭から生じている磁場は，それより 1 桁ほど大きく，筋電から生じる磁場は更に 1 桁大きく，心臓から生じる磁場も同レベルである．

4.3.2 MEG の測定原理

(a) 超伝導とジョセフソン接合

頭から出る極めて微弱な磁場を計測する基本技術は，超伝導(superconductivity)状態にある 2 つの物質の間を，弱い結合で接合したジョセフソン接合(JJ:josephson junction)を形成し，そこに生じる量子的な現象を巧みに利用することである．超伝導状態の物質は，以下の 4 つの基本的電磁波の性質を持つことが知られている[4-12]．

①直流電気抵抗はゼロである(完全導電性)．

②超伝導体には磁束が侵入できない(完全反磁性，マイスナー効果:Meissner effect)．

③超伝導体で取り囲まれた孔を貫く磁束は，とびとびの値しかとれない．すなわち，貫通する磁束は，$\Phi_0=h/2e=2.07$fWb 単位で量子化されている．ただし，h はプランク定数，e は電子の電荷の絶対値である．

④超伝導状態にある 2 つの物質の間を，薄い絶縁体や半導体で接合したり，超伝導体を狭くくびれさせて，弱い結合状態を作ったものをジョセフソン接合(JJ)と呼び，ジョセフソン効果という特異な電磁応答を示す．

(b) 検出コイル

MEG 測定の初期にはマグネトメータにより磁場の絶対値を測定したが，脳由来の磁場と比べ，はるかに大きな環境磁場の時間変動に測定を妨げられる[4-14]．よって，現在は，グラジオメータによる測定が一般的である[4-15]．

4.3.3 多チャンネル SQUID システム

脳磁場は頭部周囲に発生する磁場の時間信号であり，刻一刻と変化する磁場分布を表す時空間的信号である[4-13]．このような信号を測定するには，磁場のセンサである SQUID(Superconducting Quantum Interference Device : 超伝導量子干渉素子)を頭部周囲に多数配置した多チャンネル SQUID システムが用いられる．

このシステムを用いた測定の流れは以下のようになる．被験者が椅子に座った状態で，視覚や聴覚の刺激を受ける間の磁場を測定する．刺激によって発生した脳磁場信号は，超伝導コイルで検出されて SQUID に結合し，そこで電圧信号に変換される．磁気シールドルームの外にはアンプやフィルタを備えた SQUID の駆動用のエレクトロニクスが設置されており，そこで電圧の増幅などが行われる．SQUID 駆動のためのパラメータの調整はワークステーションなどによって制御される．

電圧信号に変換されたあとの多チャンネル脳磁場信号は，データ収集装置により高速でデジタル変換処理されるが，さらに加算平均などの簡単な信号処理をリアルタイムで受ける．このデジタルデータはワークステーションに転送されて波形や磁場分布などの解析を受けるが，その後，電流双極子源の推定計算が行われる．また，これらのデータ解析装置に近接して画像解析を行うワークステーションがあり，MRI(Magnetic Resonance Imaging : 核磁気共鳴画像)によって測定した頭部の断層像を画像処理したり，推定された電流双極子の位置をこの断層像に転写する作業が行われる．

4.4 MEG 波形からみた脳神経反応

4.4.1 実験方法

(a) 聴覚刺激

聴覚刺激として，テレビ番組の男性アナウンサーによるニュース音声を選んだ．彼らは標準アクセントではっきりと発音するためである．聴覚刺激は 12 のストーリー音声から成り，それぞれ 1 分間で異なるテーマをもつ．それらの半分，すなわち 6 ストーリーはランダムに選ばれたタイミングで，1 分間に 10 箇所の途切れを含むが，途切れが無音区間に重なることはない．図 4.7 に途切れ音声の作成について示す．途

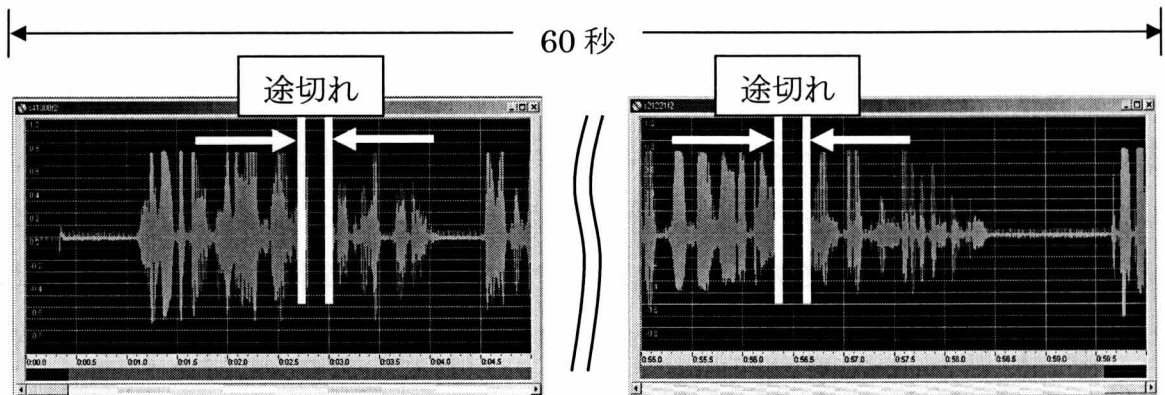
切れの作成には音声編集ソフト(GoldWave ver. 4.26)を用いた.

途切れが開始した時点,すなわち *offset* には後の処理のためにトリガ信号をいれた. 途切れの長さは 1000ms, 500ms, または 200ms であるが, 1 回の実験時間内はどれか 1 つの途切れに統一した. これらの途切れ長さは, 前節で述べた携帯電話の音質低下の測定に基づいて設定した. 残りの 6 ストーリーの音声は途切れることはないが, コントロールデータの取得のため, 上述のように決定したトリガ信号を含んだ. 実験中には, 途切れのあるストーリー6 種類と, 途切れのないストーリー6 種類の計 12 種類が片耳からランダムな順序で聞こえてくる. 従って, 1 回の実験時間は 12 分とした. なお, 被験者 1 人あたり, 左耳および右耳についてそれぞれ実験を行った.

1. **ニュース音声の途切れ**(6 **種類**:a1～a6)

60 秒

途切れ

途切れ

2. **ニュース音声の途切れないもの**(6 **種類**:b1～b6)

(コントロール)

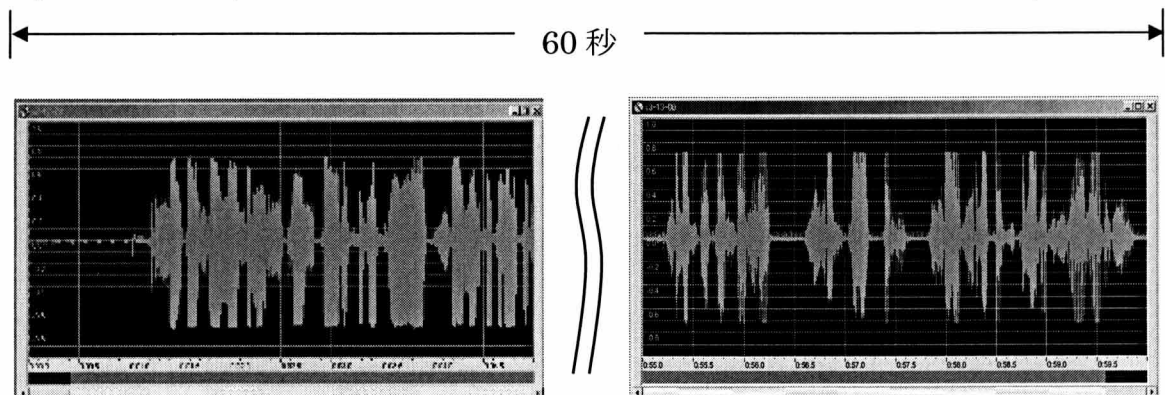



図 4.7 **途切れ音声の作成**

(**途切れ** 200ms(500ms,1000ms),10 **箇所**/**分**)

(b) 脳神経活動の計測

実験の被験者は 11 名の男性とした．彼らはすべて右利きで，神経病歴を一切もたない 22 歳〜50 歳である．MEG による脳神経活動の計測を行うにあたり，事前に同意を得た．

計測に先立ち，頭の座標系を定義するため，図 4.8 に示すように左右の耳梁前点および鼻根点に相当する被験者頭皮の所定の位置に，それぞれ小さなコイル(HPI : head position indicator) [4-16]を取り付けた．左耳梁前点から右耳梁前点を結ぶ x 軸，x 軸に垂直で鼻根点前方に進む y 軸，および x，y 軸からなる xy 平面に上向き垂直な z 軸について，コイル座標を 3 次元座標計測装置(Polhems inc.,USA)によって計測した．この計測によって，被験者の頭の球モデルを定義することができる．

図 4.9 に実験で使用した全頭型脳磁計(122 チャンネルの SQUID を有する超高感度なヘルメット型磁気計測装置, Neuromag 社製:Neuromag-122, 産業技術総合研究所 関西センター ライフエレクトロニクス研究ラボ所管)[4-17]を示す．この装置を用いた MEG 計測によって非侵襲に人間の脳神経活動を計測した．

図 4.10 は SQUID による MEG 計測システムを模式的に示したものである. PC は刺激音声およびトリガ信号を出力する．磁気シールドルーム内には検出コイルや SQUID があり，シールドルーム外のデータ収録装置(Neuromag)で MEG 信号の簡単な処理と記録を行う．また，MR 画像への転写などを行うワークステーションも設置さ

図 4.8 頭座標系

図 4.9 全頭型脳磁計

Neuromag
磁気シールドルーム
SQUID
イヤホン
イヤトーン
ワーク
ステーション
刺激
トリガ
PC

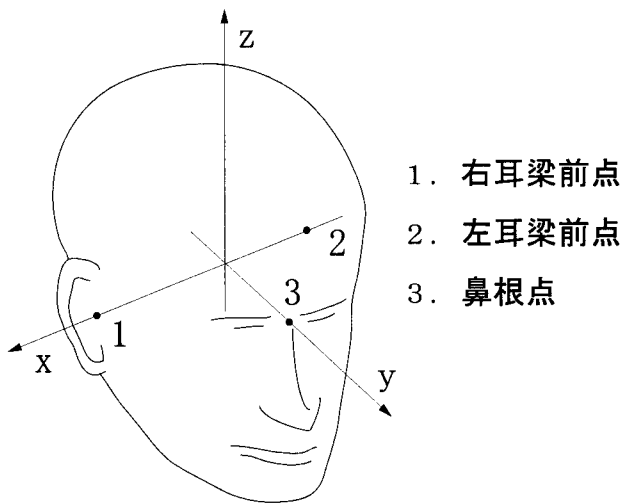
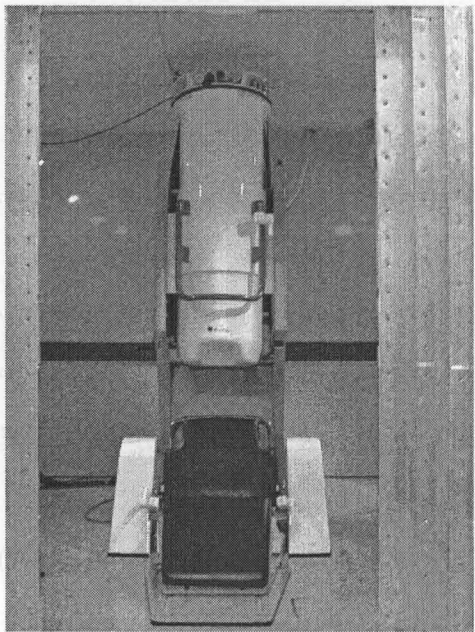
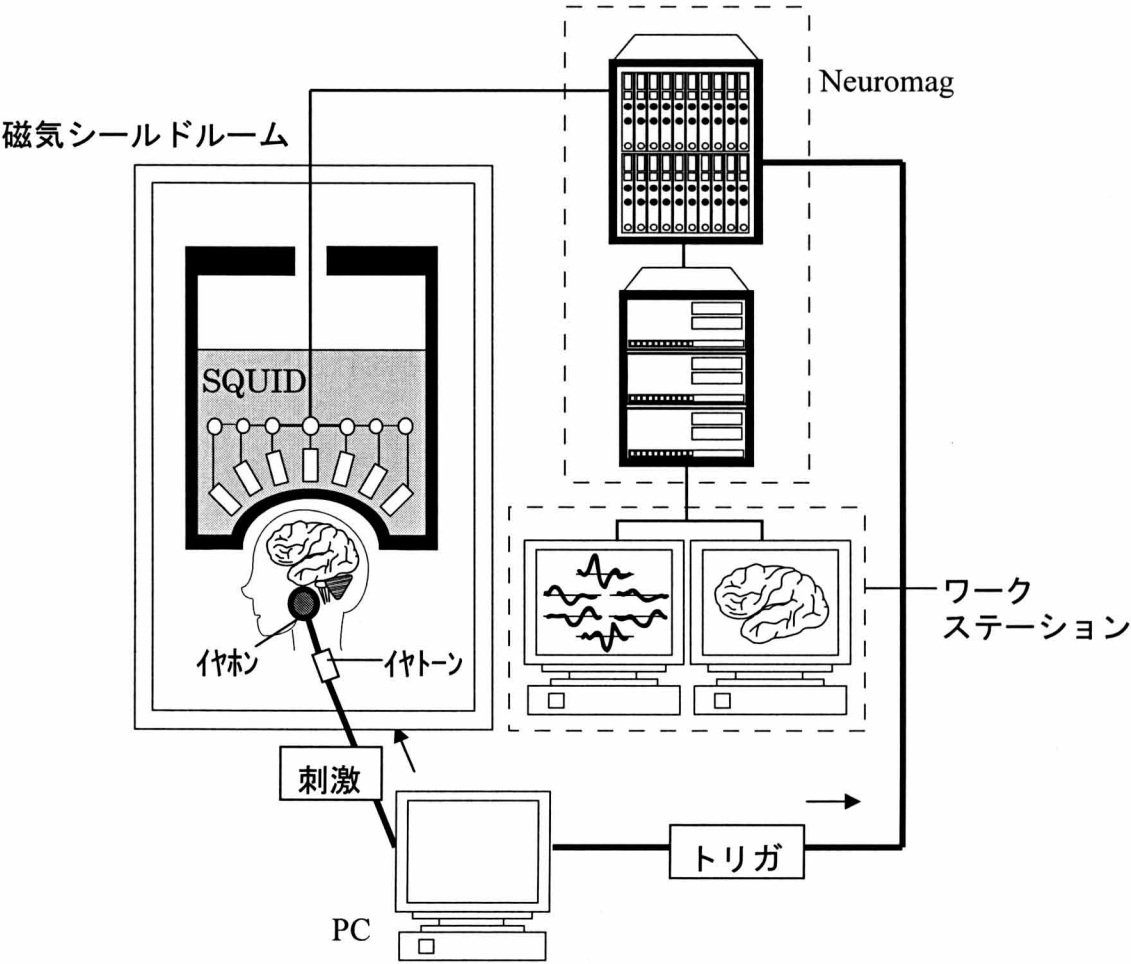



図 4.10 SQUID による MEG 計測システム

れている．

被験者は図4.11に示すように磁気シールドルーム内に設けられたMEG装置のヘルメットを装着し，シートに楽な状態で着席した．ヘルメットの底にはグラジオメータ(1次微分型センサコイル)とそれぞれに対応したSQUIDが配置されている．MEG計測開始時には磁気シールドルームのドアを閉じて，中に被験者のみを残したが，実験者はテレビ画面とインターフォンを通じてシールドルーム内の被験者と適宜連絡を取った．また，表4.2に示すような磁気雑音を避けるため，あらかじめ被験者から磁気雑音の原因となりうる金属などをすべて除去するようにした．さらに，計測に先立ち，コイルに電流を流して SQUID のセンサ(装置座標系)と被験者頭部(頭座標系)の相対位置関係を確認した．音声は小さなスピーカー(®Eart*one*)によって生成され，長さ1mのプラスチックチューブを通して被験者の左あるいは右耳に呈示した．ここで，背景脳活動を抑えるため，被験者には目前に表示される小さな視覚ターゲットを固視するよう指示し，その間，音声(約65dB:SPL)を注意して聞くように教示した．

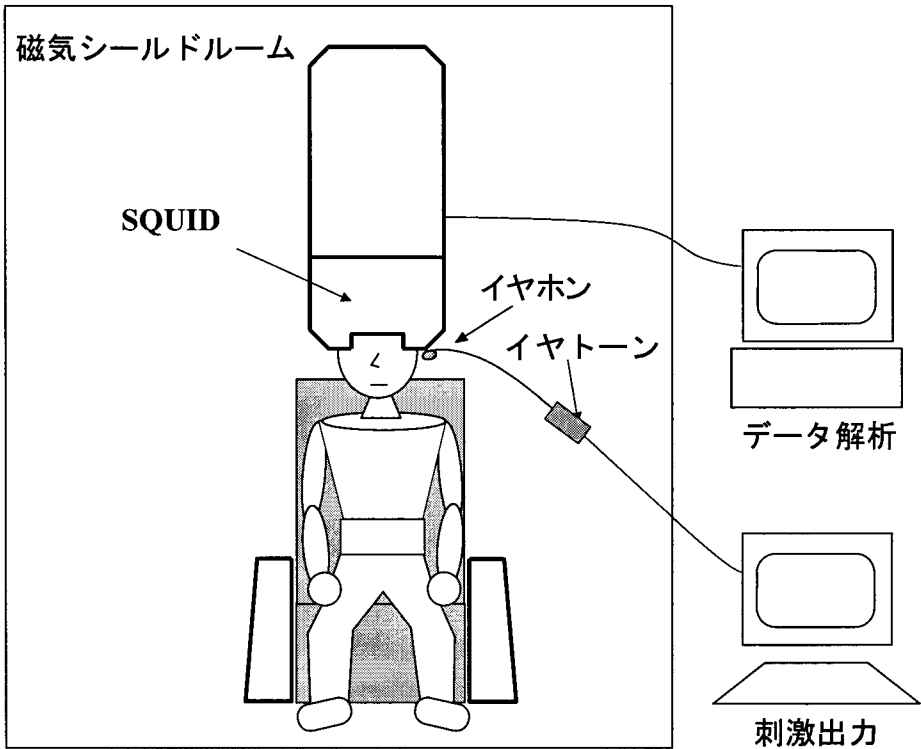



図4.11 実験概要図

表 4.2 MEG 計測における磁気雑音源の一例[4-13)]

① 脳以外からの生体磁気 眼球運動・瞬目に伴う磁場 感覚刺激やタスクに同期した頭部・身体の揺れ ② 被験者体内の金属類 義歯 体内埋込型脊髄刺激システム ③ 被験者が身につける金属類（取り除いて計測可能） 腕時計 財布類 ベルトのバックル 鍵・キーホルダー ボールペン類

(c) データの解析

MEG データの解析は大きく分けて波形の処理と信号源の解析である[4-18)]．ここでは，波形の処理を行った．

刺激に対して MEG で計測した原波形には，刺激による誘発反応以外にも，背景脳活動や外界ノイズなどによる磁場が含まれている．誘発反応の信号強度はそれらのノイズに対して 1/10〜100 でしかないため，直接には観察できない．そのため，誘発反応を原波形から抽出する必要がある．

このことから，MEG 信号を 0.01〜100Hz のバンドパスフィルターにかけ，498Hz でサンプリングした．その後，途切れる音声と途切れない音声の各刺激に対する反応をそれ以外のノイズを含んだ信号から取り出すために，波形の加算平均を行った．同じ刺激に対する誘発反応を 50 回以上記録し，各反応を刺激の開始時点で揃えて平均を取った．背景脳活動などは刺激時点に対しランダムに発生する信号と考えられ，多数加算した場合の期待値はゼロになる．一方，誘発反応は刺激に対しほぼ一定の時間間隔(潜時)で発生すると考えられるため，加算により増強される．この作業で，刺激に対し時間的に同期して発生している磁場成分を抽出した．なお，強さが過度に大きいノイズ等は，加算平均後の波形にも影響する．そのため，ある程度(3pT)以上大きな信号を含む試行は例外データとして，加算平均から除外した．

これらの平均値をさらに 1〜50Hz のバンドパスフィルターにかけ，磁場の強さのピークを求めるために，各潜時における磁束密度(磁場の強さ)の Root Mean Square(RMS)[4-19]を計算した．この計算は式(4-1)を用いて，右側頭葉あるいは左側頭葉のいくつかのセンサ(図 4.12A，点線部)に対して行った．RMS の平均は全被験者に対して，同実験条件のもとで計算した．*offset* 後の潜時 90〜150ms および *onset* 後の潜時 90〜150ms において，途切れがある場合と途切れがない場合に対する磁場のピークを，それぞれ t 検定によって統計的に比較した．

$$\text{磁束密度(磁場の強さ)} = \sqrt{\frac{\sum_i x_i^2(t)}{n}} \cdots\cdots\cdots\cdots (4\text{-}1)$$

(単位：テスラ T)

$x_i(t)$：センサチャンネル i の時刻 t における磁束密度

n：チャンネル数

4.4.2 実験結果

図 4.12A は会話音声の途切れ(1000ms)に伴う脳神経反応の例を示している．ここで，時間信号である MEG 波形をセンサ位置に対応させてレイアウトしている．頭部の鳥瞰図に対応しており，上方が前部である．使用した MEG 装置は 61 点の計測点をもち，各々の計測点では垂直方向の磁場を直交する経線と緯線方向に微分するグラジオメータ(コイル)がある．このため，2 個のグラジオメータの信号が対になっている．各センサにおいて，縦軸は磁束密度(磁場の強さ)を表し，横軸は時間を表す．また，垂直棒は *offset* を表し，棒の長さは 100fT/cm に対応する．また，水平棒の長さは 500ms に対応している．音声の途切れ時をトリガとし，トリガの前 300ms の平均をベースライン[4-19]として後の反応を計測した．図は左耳刺激の場合である．右および左側頭葉のいくつかのセンサにおける信号で，突出したピークがみられた．左側頭葉および右側頭葉において，点線で囲った部分はそれぞれ，磁場発生源評価のためのセンサの集合である．右側頭葉のセンサにおいて，囲み部分(１)を図 4.12B に拡大して示す．図において，●と○でマークされた２つのピークは約 1000ms の間隔で分かれていることがわかる．図 4.12C および図 4.12D は同じセンサにおける同じ被験者の結果を示

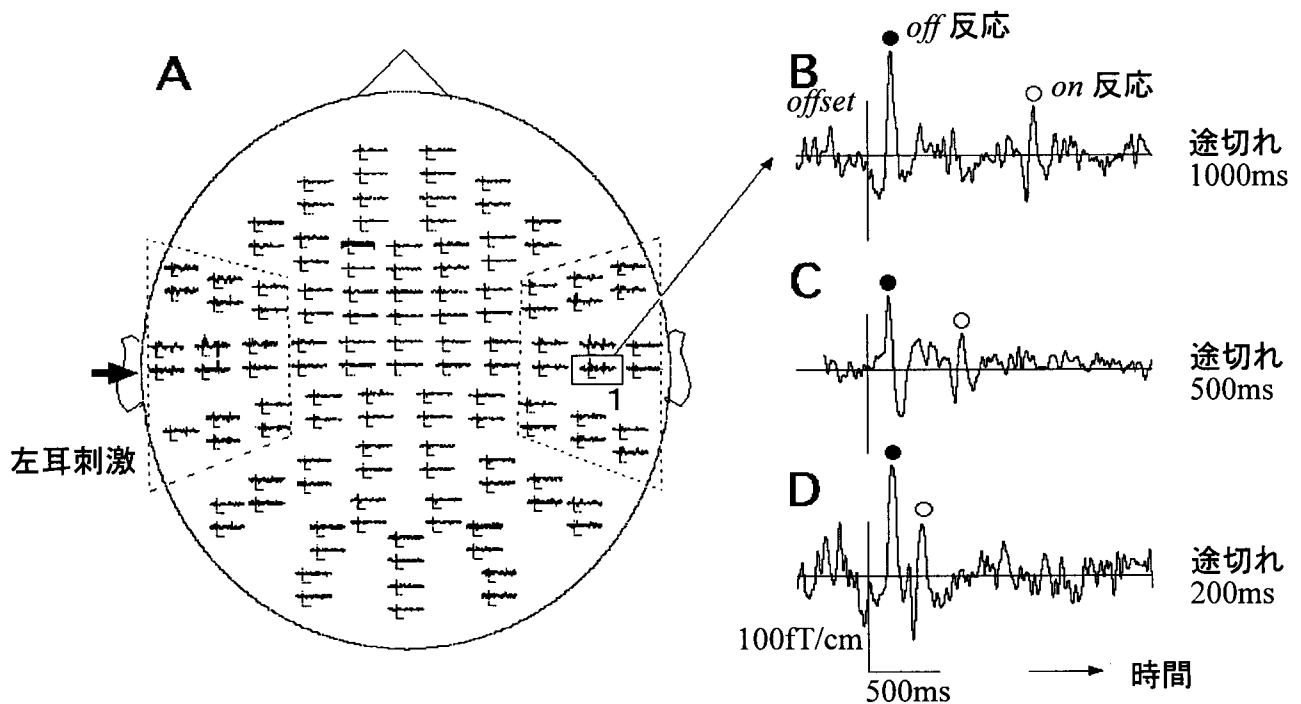



図 4.12 会話音声(ニュース音声)の途切れに伴う脳神経反応の平均例

(左耳刺激, 途切れ時間 1000ms, ●:*off* 反応, ○:*on* 反応)

A: 全頭上の脳神経反応

B: 1の拡大図

C: 途切れ時間 500ms

D: 途切れ時間 200ms

しているが, 途切れ時間をそれぞれ 500ms および 200ms と設定した場合の結果である. 図 4.12C では約 500ms の間隔で分かれる 2 つのピークが見られ, 図 4.12D においては約 200ms の間隔で分かれる 2 つのピークが見られた. これらの結果は音声が途切れた時点, すなわち *offset* に関して 50 回以上の加算平均を行っているが, 前のピーク(●)と後のピーク(○)はそれぞれ, *off* 反応, *on* 反応と呼ばれる. 図 4.12B～図 4.12D のそれぞれにおいて, *off* 反応のピークは *on* 反応のピークよりも大きくなっていることがわかる. これらの平均結果をさらに 0.5～30Hz のバンドパスフィルターにかけ, *off* 反応および *on* 反応のピークの大きさを RMS を計算することによって定量化した.

図 4.13 は 1000ms(A,D), 500ms(B,E)および 200ms(C,F)の途切れに対する左側頭葉(A,B,C)および右側頭葉(D,E,F)の RMS を 1 被験者について平均した結果を示している.

これらの図における点線は，実際には途切れのないトリガの平均，すなわち，被験者が途切れない音声を聴いている間の神経活動の平均を表しており，連続線は途切れた会話音声を聞いている場合を表す．RMS が 0 以下になっている部分が存在するが，連続線と点線の波形のベースライン(トリガの前 300ms の平均)を 0 レベルに揃えたためである．各図において 2 つの線の比較から，途切れのない連続した音声を聴く場合よりも途切れた音声を聴く方が，*offset* と *onset* のいずれにおいても，脳がより活動

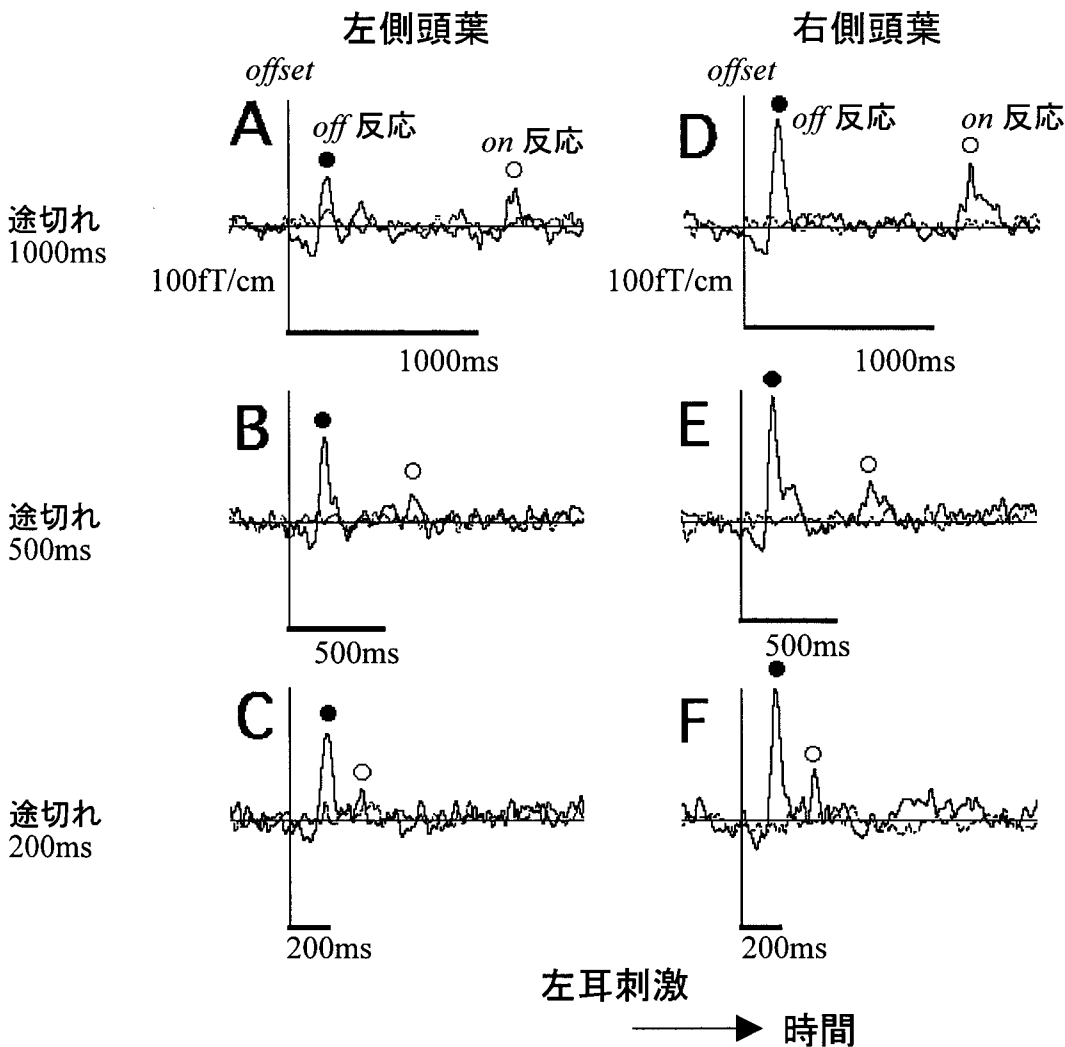



図 4.13 左側頭葉(A〜C)と右側頭葉(D〜F)における磁場の強さ(RMS)の平均例
(左耳刺激，連続線：会話音声(ニュース音声)の途切れ，
点線：コントロール(ニュース音声・途切れなし)，●:*off* 反応，○:*on* 反応)
途切れ時間 (A:1000ms, D:1000ms / B:500ms, E:500ms / C:200ms, F:200ms)

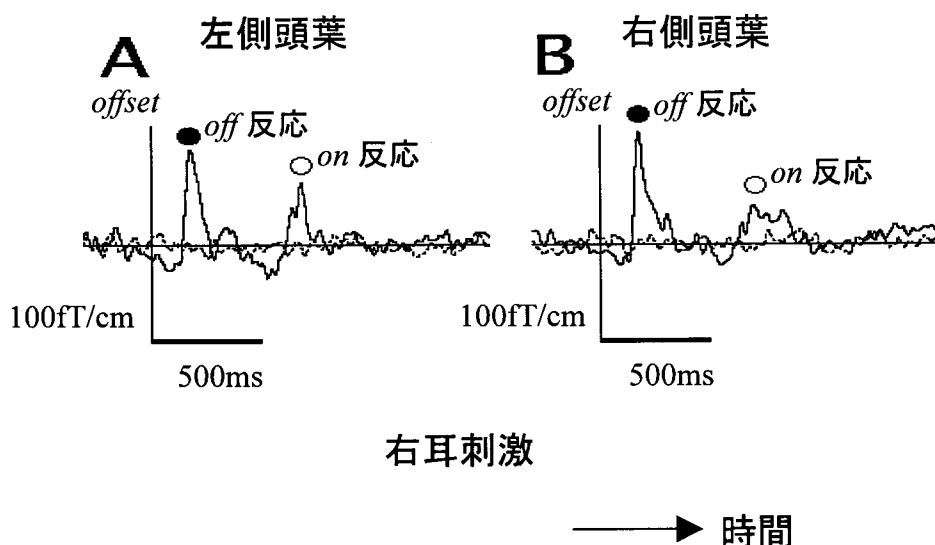



図 4.14 左側頭葉(A)および右側頭葉(B)における磁場の強さ(RMS)の平均例
(途切れ時間 500ms, 右耳刺激, 連続線:会話音声(ニュース音声)の途切れ,
点線：コントロール(ニュース音声・途切れなし),●:*off* 反応, ○:*on* 反応)

していることがわかる．右側頭葉の結果(D,E,F)すべてにおいて，*off* 反応のピークは *on* 反応のピークより大きくなり，統計的検定(t 検定)によって有意となった(p <0.01:1000, 500, 200 msec).

一方, 左側頭葉においても *off* 反応の平均値は *on* 反応の平均値よりも大きくなるが(図 4.13A:1000ms, B:500ms, C:200ms)，右側頭葉における場合と比較すると，*off* 反応と *on* 反応の差はより小さく，有意差は大きくなかった(p>0.1:1000ms, p<0.03:500ms, p>0.1:200ms)．また，左側頭葉における反応は被験者によってばらつきがあった．すなわち，被験者によっては *off* 反応が *on* 反応より小さくなる例があり，*off* 反応と *on* 反応の両方がほとんど小さくなる例もあった．以上をまとめると，左耳が刺激された場合，右側頭葉では *off* 反応が *on* 反応より大きくなるが，左側頭葉では *off* 反応と *on* 反応の有意差が小さいか無かった．

刺激を受ける耳が変わった場合にも同様に，上述のことが言える．図 4.14 は 500ms の途切れ音声が右耳に呈示された場合の，RMS の平均結果の例を示している．縦棒は *offset* を表し，横棒の長さは 500ms に対応する．t 検定により，右側頭葉においては *off* 反応が *on* 反応より有意に大きくなることが明らかとなった(p<0.01:1000ms, 500ms). しかし, 右耳で刺激を受けた場合には, 左側頭葉において有意差は無かった．

4.4.3 まとめ

途切れた会話音声は,その *offset* および *onset* の両方で脳神経反応を誘発することが明らかとなった．さらに，右側頭葉では刺激される耳に関係なく，*off* 反応が *on* 反応よりも有意に大きくなった.

これまでの研究では，ホワイトノイズ[4-20]あるいはピュアトーンのように，刺激音声が意味をもたない場合には，*off* 反応が *on* 反応よりむしろ小さくなると結論されていることから，本研究での結果は，それとは逆となっている．これは，意味のある会話が途切れるためと考えられる．すなわち，*off* 反応は音声が途切れたことに対する物理的な反応と意味的な処理に対する反応の和であるが，*on* 反応は音声の途切れに対する物理的な反応のみであると考えられる．特に，右側頭葉における *off* 反応は意味的な途切れによって，磁場の強さをより強くする可能性を示唆する.

左右の聴覚野の機能は本質的に異なると言われているが[4-21]，左側頭葉において，*off* 反応と *on* 反応の違いに有意差がなぜ無かったのか，あるいは，より小さくなったのかという理由は定かではなく，今後の課題である.

4.5 脳内信号源からみた脳神経反応

前節では，途切れを含む会話音声は，音声が途切れる(*offset*)ことに対する *off* 反応のみならず，途切れに伴う意味的な処理の反応も包含することが考えられ，ピュアトーン[4-20]やホワイトノイズ[4-22]のような無意味な音声が途切れた場合(*offset*)の *off* 反応とは異なる反応を誘発することを述べた．本節では，会話音声の *offset* に対する脳神経反応の信号源を，電流双極子による複数双極子モデルによって評価した．コントロール刺激には，2 種類の純音(tone burst, pure tone)を用いた.

4.5.1 単一等価電流双極子モデルによる信号源推定

ここでは，聴覚刺激すなわち，会話音声の途切れに伴う脳活動の部位を，等価電流双極子によって局所的に決定するための信号源推定法について述べる.

すべての計測において,計測結果からもとの信号源を推定するという逆問題が存在する[4-12]．温度を熱電対で計測し，ある電圧を得たとき，温度と電圧には 1:1 の対応があるため，その関係がたとえ単純な線形関係でなくても，校正表を用いれば簡単に

温度を求められる．しかし，MEG による脳計測では事態は大きく異なる．信号を発する脳細胞は数百億個もあるのに対し，最新の MEG でもセンサチャンネルは高々数百である．数百の独立な情報から数百億の神経細胞の 1 つひとつの働きを推定するのは原理的に不可能である．

しかし，脳の働きを調べる立場に立つとき，必ずしも 1 つひとつの脳細胞の細かな変化を知りたいわけではない．脳機能をマクロな面から調べたいという要請からは，活動度の高いある領域が，他の活動度の高い領域といかにして協調して活動しているかを知りたいのである．その観点から，いくつかの領域の活動を，いくつかの等価電流双極子(ECD：equivalent current dipole)で代表し，その他には活動源が無いとして解析しようとするやり方がある．

(a) 等価電流双極子

細胞膜を通って細胞内に流れ込む電流を表すものとして，電流双極子モデルがよく用いられる．

電流双極子は一般に数千，数万，数十万個のニューロン群の電気活動の総和を等価的に表現したもので [4-23]，細胞内を電荷が非常に短い距離 ds だけ動く．電流双極子のモーメント Q の大きさは電荷の移動により生じる電流 I と距離の積 Q＝Ids[A･m](アンペア･メータ)である [4-13]．ここで，モーメントの向きは ds の向き，すなわち電流の向きである．

(b) 等価電流双極子推定法

等価電流双極子推定法とは，電気的な活動をしている脳内の主な場所を推定する方法である [4-24]．仮想的に作った電流双極子によって引き起こされる電位値(計算値)を計算し，この計算値と測定値の間の誤差が最小になるように電流双極子の位置・方向・大きさを修正し，最適な電流双極子(ダイポール)を推定する．

単一等価電流双極子による脳内信号源の推定計算法があるが，これは，「観測された磁場の発生源が 1 つの電流双極子で近似出来るような限局された大脳皮質の箇所である．」と仮定し，観測磁場を最も近似しうるような電流双極子の位置と電流ベクトルを計算する方法である．電流双極子による信号源推定は MEG の解析で最もよく使用される方法といえる．この方法の長所は，信号源が単一電流双極子と仮定出来る

場合には曖昧性のない推定が行えることである．一方，短所は，複数部位が活動している場合や脳内の広い領域が活動していると考えられる場合には正確な推定が行えないことである．実際の信号源がどのようであるかは，MEG の結果だけでは決定出来ないため，他の知見などの情報を必要とする．

推定の信頼性を表す指標として，式(4-2)に示す GOF(Goodness of Fit：適合度)[4-18]が用いられている．信号源が 1 つ決まれば，そこから生じる磁場は一意的に計算出来るため，推定信号源から計算される磁場と，実際に観測された磁場がどのくらい近似しているかを判定する．すなわち，正規化した 2 乗誤差 e を最小化する電流双極子を探索する．この方法を探索形推定法[4-12]と呼ぶ．探索形推定法は多くの場合，大域的な最小値に収束せず，局所最小値になってしまう．従って，いかに効率よく最小値を探索し，局所解に陥らないようにするかが重要になる．

$$\text{Goodness of Fit} = 1 - e \cdots\cdots\cdots\cdots (4\text{-}2)$$

$$e = \sum (x_i - y_i)^2 \div \sum x_i^2$$

x_i：センサチャンネル i での実測磁場強度，x：$x_1 \sim x_n$ の平均

y_i：センサチャンネル i での推定磁場強度，y：$y_1 \sim y_n$ の平均

しかし，脳機能を反映する電気生理学的活動のモデルとしては，単一双極子モデルだけでは不十分だと考えられている．そのため，より複雑な信号源を推定する手法の開発が望まれる．複雑な信号源としては，電流双極子が複数配置されたものを考えることが多く，通常，複数双極子(multi-dipole または multiple dipole)モデル[4-13]と呼ばれる．本研究では複数双極子モデルによって信号源を評価した．この複数双極子を推定する手法は，生体磁気計測装置の発達，特に

・SQUID 磁束計のチャンネル数，すなわち，同時測定出来る磁場データの増加

・全頭型のセンサ配置による同時測定範囲の拡大

・個々の SQUID そのものの性能の改善

が動機付けとなって，生体磁気学のなかでも最近とりわけ重要な課題の 1 つとして研究されている．つまり，ハードウェアとして優れた装置で測定した磁場データを有効利用して応用範囲を拡大するためには，ソフトウェア技術の発達が不可欠だと認識されている．

4.5.2 等磁場線図法

理想的な電流双極子が発生する地磁場の脳表面に垂直な成分には，湧き出しのピークと吸い込みのピークが 1 つずつみられる．この対象性のよい磁場パターン(双極性分布)に非常に近い磁場が測定された場合，磁場発生源を直接読み取る手法が知られている[4-13]．

磁場分布を考える場合，図 4.15 に示すような磁力線を束ねた「磁力線管」を想像すると理解しやすい．電流により生じる磁力線は，電流を取り巻くように必ず閉じている．したがって，電流双極子の周りを取り巻く磁力線管もドーナツのような形をしていると考えることが出来る[4-25]．

図 4.16(a)に示すように電流双極子が 1 つだけ，測定面に対して平行にかつ一定の深さに存在する場合を考える．このとき，測定面において，面に垂直な磁場成分を計測すれば，磁力線管が測定面と直交するように貫くので，その等磁場線図を描くと，図 4.16(b)のように左右対称な磁場パターンが得られ，電流双極子はその対象軸直下にあると考えてよい[4-26]．

このとき，左右の同心円状の中心間(ピーク間)の距離 L と測定面から電流双極子までの深さ d との間には，次式の関係が成り立つことが知られている．

$$d = \frac{L}{\sqrt{2}} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots (4\text{-}3)$$

さらに，左右の中心における磁束密度，すなわち最大値を $B_{\max}$ とすれば，電流双極子の大きさ q は

$$q = \frac{6\sqrt{3}\pi d^2}{\mu_0} B_{\max} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots (4\text{-}4)$$

で与えられる．μ_0 は真空の透磁率で，$\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$(H/m)である．向きは，右ねじの法則に従う向きである．

ここで大事なことは電流双極子が明らかに 1 個しか存在しないということが何らかの方法で既知の場合は，上式を用いることにより正確に電流双極子の位置が決定出来るということである．

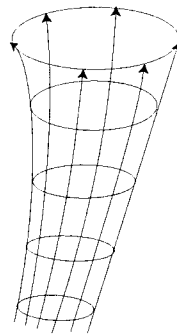



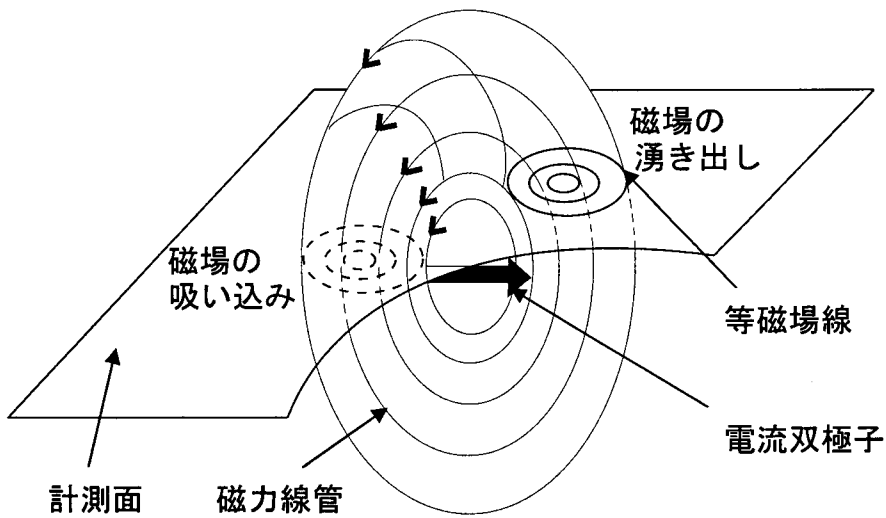
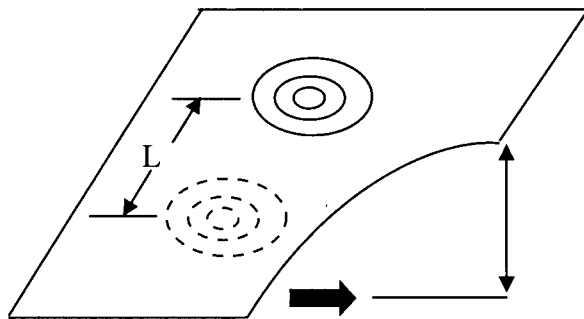
図 4.15 磁力線管のイメージ

(a)電流双極子が体表に平行な場合

(b)等磁場線図

図 4.16 磁力線管と等磁場線図

なお，電流双極子が脳表面に対して垂直に向いている場合には，外部に磁場は発生せず，計測することは出来ない．

この電流双極子推定は，最小限の自由度しか設定しない逆問題解法の 1 つである[4-13]．脳の機能局在論の立場からも電磁気学の立場からも直感的理解が容易であり，双極性分布に近い磁場が再現性よく測定された反応は，生体磁気計測が応用されはじめた当初から注目を集めてきた．

4.5.3 実験方法

(a) 聴覚刺激

聴覚刺激には，会話音声として 4.4 節と同じ 3 種類の途切れ音声(200ms，500ms，1000ms)を用いた．途切れ開始時，すなわち *offset* の時点にはデータ処理のためにトリガ信号をいれた．また，コントロール刺激には 2 種類の純音を用いた．すなわち，1 つは短音(以下，tone burst と呼ぶ)で 100ms 持続し，もう 1 つは，長音(以下，pure tone と呼ぶ)で，持続時間は実験ごとに 1400ms～2000ms の間で変化した．このとき，音声の周波数と刺激呈示間隔もまた，それぞれ，0.5～4kHz と 1.4～2s の間でランダムに変化した．また，tone burst の *onset*(音声の立ち上がり)および pure tone の *offset*(音声の立ち下がり)について，それぞれトリガ信号をいれた．これらの刺激は PC(PowerMac7600/200)を用いて，ソフトウェア(PsyScope(v1.2.5))によって呈示した．

(b) 脳神経活動の計測

被験者は 4.4 節の 11 名とした．はじめに，頭皮の左耳梁前点，右耳梁前点および鼻根点にコイルを取り付け，3 次元座標計測装置を用いて頭の座標系を定義した．その後，被験者は磁気シールドルーム内において頭上に MEG のヘルメットを装着し，楽な状態で着席した．このとき，被験者には磁気雑音の原因となりうる金属類をすべて身から外すよう指示した．ヘルメット装着後，コイルに信号を流して MEG センサと被験者頭部の相対位置関係を確認した．

音声(65dB SPL 付近)はプラスチックチューブを通して被験者の左または右耳に呈示した．被験者には音声を聞いている間，目前の小さな視覚ターゲットに視線を集中するように指示した．

実験時間は 1 回あたり 2～10 分間とした．この間に被験者は会話音声(ニュース音声)を左耳もしくは右耳から聞くが，音声は途切れ(200ms，500ms，1000ms)を含む 3 条件のうち 1 パターンかコントロール刺激(tone burst，pure tone)のいずれかとした．実験は各被験者に対して平均 7±3 回行った．

(c) データの解析

MEG データの解析において，ここでは信号源の解析を行った．

誘発反応を MEG 原波形から抽出するため，会話音声に対する実験中の MEG 信号を 1～20Hz のバンドパスフィルターにかけ，その後トリガ信号のタイミングで加算平均を行った．各実験における加算平均の回数は 50 回以上とした．なお，大きな電気的アーチファクト(3pT 以上)を含む箇所については自動的に平均から除外した．

3 人の被験者については，言語の *offset* に伴う *off* 反応が大変弱くなる結果がみられたので，これらのデータは解析から除外した．残りの 8 人の被験者については，左脳および右脳において，*off* 反応のピークを観測出来た．従って，この 8 人について，まず図 4.17a-1 に示すように，左脳の聴覚野近傍における 24 のセンサチャンネルを信号源解析のために選んだ．そして，*offset* 後の潜時 121±14ms において，4.5 節で説明した探索形推定法(等価電流双極子推定法)によって 80%以上の GOF(Goodness of Fit: 適合度)で電流双極子を探索した．

一方，右脳については，図 4.17a-2 に示すように *offset* 後の潜時 117±10ms において聴覚野近傍の 20 のセンサチャンネルを選び，80%以上の GOF で電流双極子を探索した．さらに，図 4.17a-3 に示すように潜時 170±40ms において聴覚野の少し後方で 16 のセンサチャンネルを選び，同様に探索した．その後，右脳で選んだ計 36 のセンサチャンネルについて複数双極子モデルを用い，2 つの電流双極子の最適な位置，方向，大きさを潜時 90～200ms の間に探索した．

次に，左脳の 1 つの電流双極子と右脳の 2 つの電流双極子を合わせた計 3 つの電流双極子の最適な方向および大きさを左脳，右脳で選んだ各 60 のセンサチャンネルにおいて，-500～2000ms の間に探索した．

ここで，MEG の解析によって得られた信号源の情報には解剖学的な情報が含まれていない．従って，推定された電流双極子の位置の解剖学的部位の特定を行うため，電流双極子をあらかじめ撮影した被験者の MR 画像に重ね合わせた．両者の位置合わ

せは，既に述べたように左耳梁前点，右耳梁前点，鼻根点などを基準にして行った．

ここで，被験者 8 人のうち 2 人については，信号源を GOF の処理によって求める際，頭の座標系(球モデル)を MR 画像と対応させることが出来た．しかし，残りの被験者については MR 画像が利用出来ないために，球モデルの中心座標はシステムのデフォルト値(0,0,40mm)で仮定した．コントロール刺激に対する誘発反応については，左脳の 1 つの電流双極子と右脳の 1 つの電流双極子，すなわち 2 つの電流双極子の最適な位置，方向および大きさを上述と同様に探索した．同じ刺激に対する電流双極子のピーク潜時およびピークの大きさと同様に，位置の x，y および z 座標の値についても全被験者の平均を求め，t 検定によって異なる刺激の場合と比較した．

4.5.4 実験結果

図 4.17 は会話音声の途切れ(200ms)に伴う脳神経反応の例を示している．頭部の

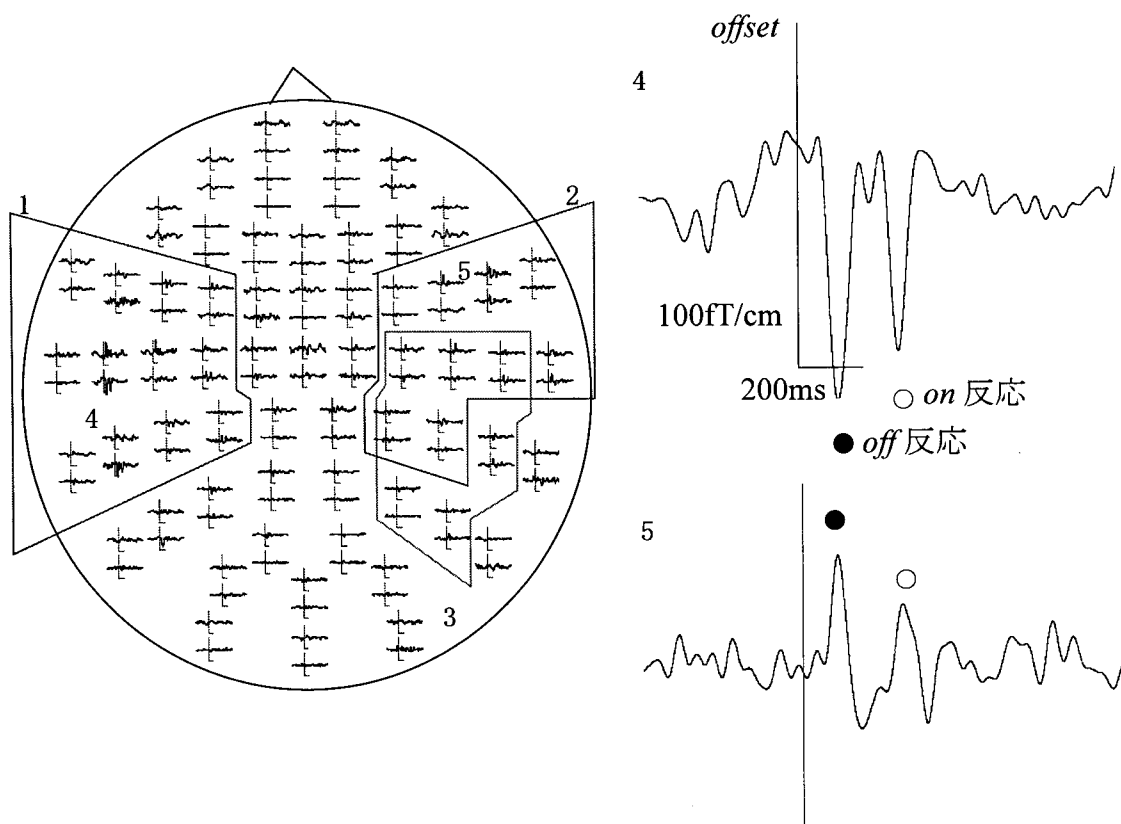



図 4.17 会話音声(ニュース音声)の途切れに伴う脳神経反応の平均例
(左耳刺激，途切れ時間 200ms，●:*off* 反応, ○:*on* 反応)
(1～3:信号源推定のためのセンサチャンネルの集合
4, 5:波形の拡大図)

鳥瞰図に対応しており，上方が前部である．各センサチャンネルにおいて，縦軸は磁束密度(磁場の強さ)を表し，横軸は時間を表す．また，垂直棒は *offset* 時点を表し，棒の長さは 100fT/cm に対応する．また，水平棒の長さは 200ms に対応している．音声の途切れ時をトリガとし，トリガの前 500ms の平均をベースラインとして後の反応を計測した．図は左耳刺激の場合である．図からわかるように，左側頭葉および右側頭葉のセンサチャンネルにおいて 2 つのピークが約 200ms で分かれている．1～3 はそれぞれ，左側頭葉，右側頭葉，右頭頂葉における信号源推定のためのセンサチャンネルの集合である．また，左側頭葉における 4 の波形と右側頭葉における 5 の波形

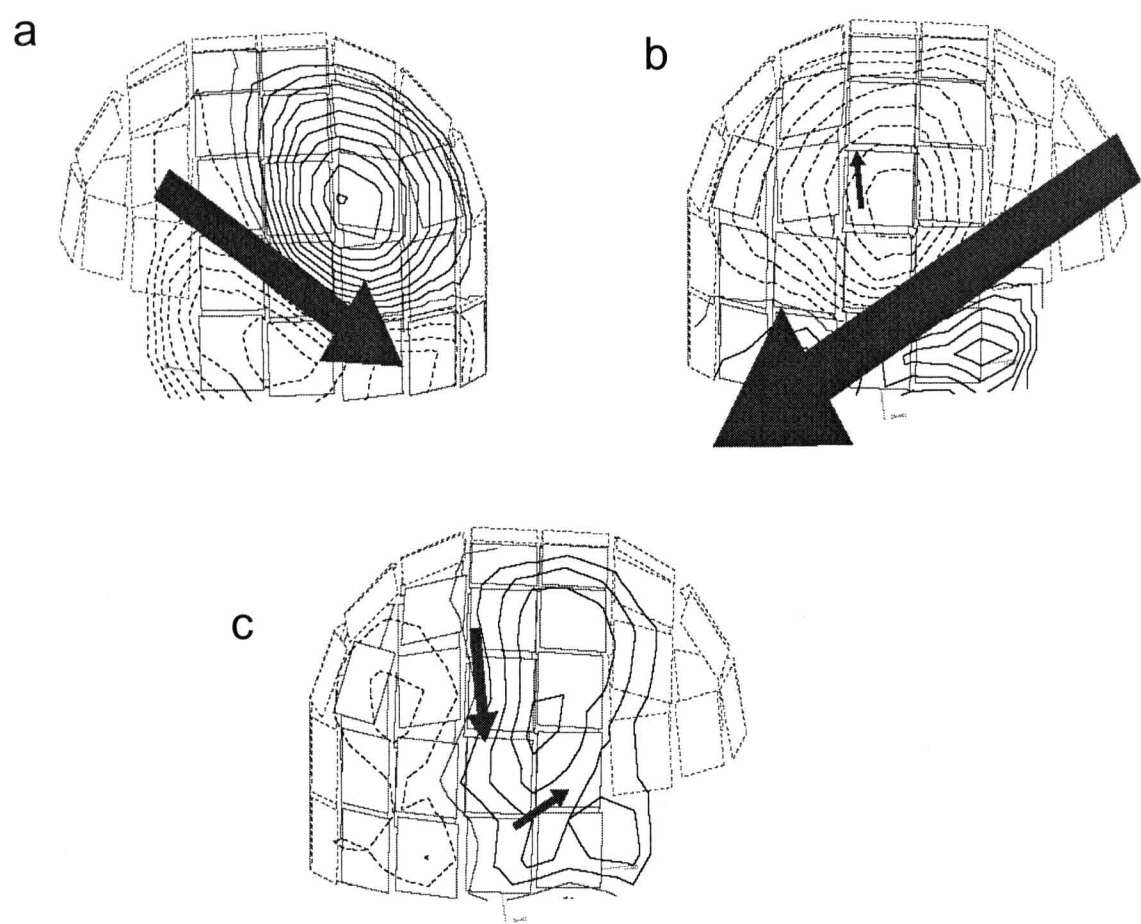



図 4.18 複数双極子モデルによって評価した等磁場線図および等価電流双極子

a ：左脳，潜時 116ms
b ：右脳，潜時 116ms
c ：右脳，潜時 192ms

を拡大したものを右図に示す．前のピーク(●)は *offset*(途切れ開始時)に伴う *off* 反応を表し，後のピーク(○)は *onset*(途切れ終了時)に伴う *on* 反応を表す．

off 反応は 3 つの電流双極子すなわち，左脳における 1 つの電流双極子と右脳における 2 つの電流双極子を用いて等磁場線図によってモデル化した. ここで, 潜時 116ms における左脳の等磁場線図は，図 4.18a に示すように，左側頭葉において右下向きの矢印で示す電流双極子によって説明出来る．図において，実線は磁場の湧き出しを表し，点線は磁場の吸い込みを表す．なお，磁場の等高線間隔は 20fT である．また，矢印の方向は電流双極子の向きを表し, 矢印が大きいほど電流が大きいことを意味する．同様に，右脳の等磁場線図は図 4.18b に示すように，右側頭葉において左下向きの電流双極子によって大まかに説明出来る．脳後部のより高いところ，すなわち，右頭頂葉に位置するもう 1 つの電流双極子は，図 4.18c に示しているが，潜時 192ms における等磁場線図を説明するために必要となる．

ここで，3 つの電流双極子の大きさを時間的に展開したものを図 4.19 に示す．図中の最下部の波形において，実線は左側頭葉，右側頭葉，右頭頂葉における 3 つの電流双極子が求まった場合の GOF を表し，点線は左側頭葉と右側頭葉の 2 つの電流双極子のみが求まった場合の GOF を表す．図中の垂直棒は *offset* 時点を表し，上から 3 つの波形において，縦軸の線間隔は 5.0 nAm である．また，最下部の波形については線間隔が 10%となっている．一方，横軸の線間隔は 100ms を表している．

左側頭葉と右側頭葉における 2 つの電流双極子は *offset* と *onset* の両方で推定されたが，右頭頂葉における電流双極子は *offset* から長潜時後においてのみ推定された．このことから, 左側頭葉における 1 つの電流双極子および右側頭葉における 1 つの電流双極子の 2 つに対して, 右頭頂葉における電流双極子を追加することによって *offset* 後の潜時 170ms～220ms における GOF が改善されていることがわかる(最下部の波形).

推定された電流双極子位置の解剖学的部位の特定を行うため, 電流双極子を MR 画像に転写した結果を図 4.20 に示す．図 4.20a～c はそれぞれ MR 画像の断層像であるが，それぞれ前額断(a)，水平断(b)，矢状断(c)と呼ばれる．また，図中の白い丸印は電流双極子の位置を表し，丸印から伸びる線は電流の向きを示している．図からわかるように, 1 つの電流双極子は右頭頂葉(下頭頂小葉)に位置している. ここで, 図 4.20c において，右側頭葉(上側頭回)における電流双極子も同時に見ることが出来る．上側頭回は聴覚連合野に位置し，言語機能と関連があることが知られている [4-27].

図において，2 つの双極子が見られるのは，右側頭葉における電流双極子と右頭頂葉における電流双極子の x 座標値が互いに近くなっているためである．

被験者 8 人のうち 7 人について，会話音声(ニュース音声)に対する *off* 反応は 3 つの電流双極子によって同様に説明出来る．すなわち，途切れの長さや刺激を呈示する耳に関らず，電流双極子の潜時と位置は被験者間で類似していた．残りの 1 人については，左側頭葉(上側頭回)の電流双極子および右側頭葉(上側頭回)の電流双極子の 2 つは推定されたが，右頭頂葉(下頭頂小葉)における電流双極子は推定出来なかった．

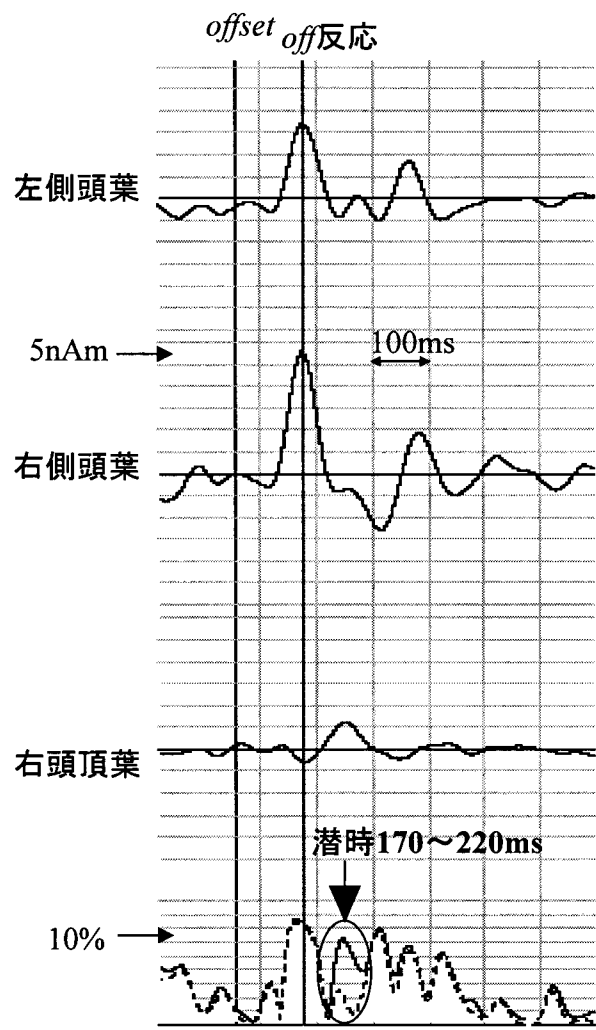



図 4.19 電流双極子 3 つの大きさの時間的展開(途切れ時間：200ms)

（**実線：3 つの電流双極子を推定した場合の GOF(Goodnes of Fit：適合度)**
点線：左および右側頭葉における電流双極子のみを推定した場合の GOF）

図 4.20 電流双極子の位置を前額断(a)，水平断(b)，矢状断(c) の MR 画像に転写したもの

図 4.21 電流双極子の YZ および XY 平面における位置の平均±標準偏差

図 4.21 は会話音声(ニュース音声)の途切れ(*offset*), tone burst の立ち下がり(*offset*), pure tone の立ち下がり(*offset*)のそれぞれについて, 電流双極子の YZ および XY 平面における位置の全被験者の平均±標準偏差を計算した結果を示している. y 軸を基準として左側は脳の左半球を表し, 右側は脳の右半球を表している. また, 白い記号は刺激を左耳に呈示した場合の結果を表し, 黒い記号は刺激を右耳に呈示した場合の結果を表す. 図からわかるように, 会話音声の *offset* に対する 2 つの電流双極子すなわち, 左脳の 1 つの電流双極子と右脳の 1 つの電流双極子のそれぞれが左側頭葉(上側

表 4.3　電流双極子の位置(x,y,z), ピーク潜時(t)およびピークの大きさ(q)の平均

左脳における等価電流双極子

		左側頭葉(上側頭回)					
		位置 (mm)			ピーク		
					潜時	大きさ	
刺激音声	刺激耳	x	y	z	t (ms)	q (nAm)	
会話音声	左	-60	7	56	125	10	1
tone burst	左	-58	4	52	111	22	
pure tone	左	-60	8	51	134	10	
会話音声	右	-61	8	53	116	11	1
tone burst	右	-58	11	57	109	26	
pure tone	右	-63	10	52	127	8	

右脳における等価電流双極子

		右側頭葉(上側頭回)						右頭頂葉(下頭頂小葉)					
		位置 (mm)			ピーク			位置 (mm)			ピーク		
					潜時	大きさ					潜時	大きさ	
刺激音声	刺激耳	x	y	z	t (ms)	q (nAm)		x	y	z	t (ms)	q (nAm)	
会話音声	左	55	12	50	116	12	2	51	-9	74	177	7	3
tone burst	左	54	15	54	100	23							
pure tone	左	51	13	56	124	20							
会話音声	右	56	15	61	118	10	2	52	-5	74	160	9	3
tone burst	右	51	17	59	107	23							
pure tone	右	51	15	51	122	9							

頭回)または右側頭葉(上側頭回)に位置し，コントロール刺激(tone burst, pure tone)の場合の位置と隣接している．また，右脳におけるもう 1 つの電流双極子については，右側頭葉におけるコントロールの電流双極子よりも約 20mm 後方で高いところ，すなわち右頭頂葉(下頭頂小葉)に位置していることがわかる．

表 4.3 は会話音声(ニュース音声)の途切れ(*offset*)およびコントロール刺激(tone burst, pure tone)の *offset*(立ち下がり)に関して，電流双極子の位置(x,y,z)およびピーク潜時(t)，ピークの大きさ(q)を全被験者について平均し，まとめた結果である．左側頭葉において，会話音声の *offset* に対する電流双極子の位置(x,y,z) (1 の陰影部)は，コントロールの tone burst および pure tone の電流双極子の場合と有意差が無かった．さらに，刺激される耳に関らず有意差が無かった．同じことが，右側頭葉における電流双極子(2 の陰影部)についてもいえる．しかし，右頭頂葉における電流双極子の y 座標および z 座標(3 の陰影部)はそれぞれ，右側頭葉における電流双極子の位置(y,z)と有意差があり，コントロール 2 つの電流双極子位置とも有意差があった($P<0.05$)．一方，左側頭葉の電流双極子と右側頭葉の電流双極子について，会話音声の *offset* に対するピーク潜時は，それぞれ約 120ms であったが左側頭葉あるいは右側頭葉の同側においては，コントロールの *offset* に対する場合と有意差は無かった．しかし，右頭頂葉に位置する電流双極子のピーク潜時は約 170ms であり，コントロールや右側頭葉における場合と比べて有意に長かった($P<0.05$)．会話音声の *offset* に対して推定された 3 つの電流双極子は，大きさの点で互いに有意差は無かった．

4.5.5 まとめ

本実験で得られた結果をまとめると以下のようになる．

会話音声の途切れ(*offset*)によって，3 つの電流双極子が誘発されることが明らかとなった．すなわち，左側頭葉(上側頭回)に 1 つの電流双極子が推定され，右側頭葉(上側頭回)に 1 つの電流双極子が推定された．また，3 つ目の電流双極子は右脳後部の高い位置，すなわち，右頭頂葉(下頭頂小葉)に推定された．左側頭葉および右側頭葉に推定された電流双極子は位置とピーク潜時において，それぞれコントロール(純音:tone burst, pure tone)の場合と有意差は無かった．従って，これらの電流双極子は音声が途切れる(*offset*)ことに伴うものであると考えられるが，このことは会話音声とコントロールの *offset* に共通している．被験者 2 人について，会話音声の *offset* では，

刺激の耳に関らず右頭頂葉に電流双極子が推定された．残りの5人の被験者についても，コントロール刺激の場合と比べて相対的に電流双極子が右頭頂葉に位置していることが示唆される[4-28]．この電流双極子は他の2つと比べて約50ms遅れて最大となった．従って，その電流双極子はピュアトーンの途切れによって生じたものではないと考えられ，それは意味的会話の途切れに伴うものであると考えられる．右頭頂葉(下頭頂小葉)はしばしば，位置[4-29]や運動[4-30]のような音声の空間的処理に帰する．従って，会話音声の途切れ(*offset*)に伴う意味的な処理が，空間的イメージを引き起こすことが予測される．このことを明らかにするためには，さらなる研究が必要であると考える．

4.6 結言

本章では，はじめに2つの携帯電話間の会話における会話音質の低下を測定した．次に，音質低下の中で途切れに着目し，被験者の左あるいは右耳に呈示した会話音声が突然途切れる際の脳神経活動をMEGで計測した．

結果を要約すると以下のようになる．

(1) 携帯電話を用いた会話において，スペクトルの乱れ，伝達遅れ，途切れの3タイプの音質低下があることがわかった．

(2) 自動車内において携帯電話で会話した場合の会話音声は，車が停車中のときよりも走行中の方が途切れて無音となる時間が長く，その発生頻度も多くなった．

(3) 途切れた会話音声は途切れの*offset*と*onset*の両方で脳神経反応を誘発した．

(4) 右側頭葉においては刺激される耳に関らず，*off*反応が*on*反応よりも有意に大きくなった．

(5) 会話音声の途切れ(*offset*)によって，3つの電流双極子が誘発されることが明らかとなった．

すなわち，

①左側頭葉(上側頭回)に1つの電流双極子が推定された

②右側頭葉(上側頭回)に1つの電流双極子が推定された.

さらに,

③右頭頂葉(下頭頂小葉)に1つの電流双極子が推定された.

(6) 左側頭葉および右側頭葉に推定された電流双極子は，位置とピーク潜時において，それぞれコントロール(純音:tone burst, pure tone)の場合と有意差は無かった．従って，これらの電流双極子は音声が途切れる(*offset*)ことに伴うものであると考えられる.

(7) 会話音声の *offset* では刺激の耳に関らず，右頭頂葉に電流双極子が推定された.

以上をまとめると，携帯電話を経由した会話音声は頻繁に途切れる．また，右側頭葉において，会話音声の途切れは *onset* よりも *offset* 時に，より脳を活動させることがわかった．このことは，途切れが聴覚神経システムに負担を与えることを示唆する．ゆえに，他のイベントを検出するための知覚資源の割り当てが少なくなる[4-31]と考えられる．従って，自動車運転中に途切れを含む会話音声を携帯電話で聞く場合には，自動車事故を誘発する危険性があることを示唆する.

参考文献

4-1) Brown, I.D., Tickner, A.H. and Simmonds, D.C.V. , Interference between concurrent tasks of driving and telephoning, Journal of Applied Psychology, 53, (1969), pp.419-424.

4-2) Alm, H. and Nilsson, L. The effect of a mobile telephone task on driver behavior in a car following situation, Accident Analysis and Prevention, 27, (1995), pp.707-715.

4-3) Stein, A. C., Parseghian Z. and Allen, R. W. , A simulator study of the safety implications of cellular mobile phone use, in 31st Annual proceedings of the American Association for Automotive Medicine, Hawthorne,CA,March, (1987), pp.181-200.

4-4) Brookhuis, K. A., DE Varies, G. and DE Waard, D. , The effect of mobile telephoning on driving performance, Accident Analysis and Prevention, 23, (1991),pp.309-316.

4-5) Mcknight, A. J. and Mcknight, A. S. , The effect of cellular phone use upon driver attention, Accident Analysis and Prevention , 25, (1993), pp.259-265.

4-6) Goodman, M. J., Tijerina, L., Bents, F. D. and Wierwille, W. W., Using cellular telephones in vehicles : safe or unsafe?, Transportation Human Factors, 1,(1999), pp.3-42.

4-7) Haigney, D. and Westerman, S.J., Mobile (cellular) phone use and driving:a critical review of research methodology, Ergonomics, 44, (2001), pp.132-143.

4-8) Enderes, T., Khoo, S.C., Somerville, C.A., Samaras, K. , Impact of statistical multiplexing on voice quality in cellular networks, ACM, 8, (2000), pp.28-35.

4-9) Dahl, M., Claesson, I., Nordholm, S., Nordebo, S., Acoustic echo and noise canceling using microphone arrays, Proceedings of the 1996 4th International Symposium on Signal Processing and its Applications, Part 1, (1996), pp.379-382.

4-10) Puder, H., Dreiseitel, P. , Implementation of a hands-free car phone with echo cancellation and noise-dependent loss control, Proceedings of IEEE International Conference an Acoustic, Speech and Signal Processing, 6, (2000), pp.3622-3625.

4-11) Hämäläinen,M., Hari,R., Ilmoniemi,R.J., Knuutila,J., and Lounasmaa,O.V., Magnetoencephalography-theory, instrumentation, and pplications tononinvasive studies of the working human brain, Reviews of Modern Physics, 65-2, (1993), pp.413-497.

4-12) 武田常広, 脳工学, 電子情報通信学会編, コロナ社, (2003), pp.110-118,p128.

4-13) 原宏, 栗城真也, 脳磁気科学, オーム社, (1997), pp.4-7, pp.102-105, p142.

4-14) 金桶吉起, 柿木隆介, MEG と fMRI を併用する脳機能計測ーその有用性と危険性, 計測と制御, 第 42 巻, 第 5 号, (2003), pp.374-378.

4-15) 立石哲也, メディカルエンジニアリング, 米田出版, (2000), pp.64-71.

4-16) Neuromag,Source Modelling Software,User's Guide,(2000),pp.15-18.

4-17) 外池光雄, 磁計測技術と医療福祉応用, 産業技術総合研究所, AIST TODAY, (2001), pp.24-29.

4-18) 柿木隆介, 金桶吉起, 脳磁図によるヒト脳機能の計測と解析, 2002 生理研トレーニングコース実習, http://www.nips.ac.jp/smf/Documentation/ training2002.pdf

4-19) 栗城眞也, 竹内文也, MEGによる高次脳機能解析,計測と制御, 第42巻, 第5号,

(2003), pp.385-390.

4-20) Pantev,C., Eulitz,C., Hampson,S., Ross,B., Roberts,L.E. , The auditory evoked "off" response: source and comparison with the "on" and the "sustained"responses, Ear Hear, 17(3), (1996), pp.255-265.

4-21) Zatorre,R., Belin,P., and Penhune,V.B. , Structure and function of auditory cortex: music and speech, Trends in Cognitive Sciences, 6-1, (2002), pp.37-46.

4-22) R. Hari, M. Pelizzone, J. P. Makela, J. Hallstrom, L. Leinonen, O. V. Lounasmaa, Neuromagnetic responses of the human auditory cortex to on- and offsets of noise bursts. Audiology, 26(1), (1987), pp.31-43.

4-23) 横河電機(株), MEG の概要説明, http://www.yokogawa.co.jp/ME/

4-24) 亀田俊輔, 王鋼, 湯ノ口万友, フラッシュ刺激における脳波信号源推定に関する研究, (2002), http://www.med.kyushu-u.ac.jp/neurophy/ME/ME1B/ kameda.pdf

4-25) 松木英敏, 生体電磁工学概論, コロナ社, (1999), pp.89-96.

4-26) 酒田英夫, 外山敬介, 岩波講座 現代医学の基礎 7 脳・神経の科学Ⅱ, (1999), pp.212-214.

4-27) 本庄巖, 言葉をきく脳しゃべる脳, 中山書店, (2000), pp.46-94.

4-28) J. Talairach, P. Tournoux, Co-planar stereotaxic atlas of the human brain. Thieme, Stuttgart, (1988).

4-29) R. J. Zatorre, M. Bouffard, P. Ahad, P. Belin, Where is 'where' in the human auditory cortex. Nature Neurosci., 5(9), (2002), pp.905-909.

4-30) Ducommun, C.Y., Murray, M.M., Thut, G., Bellmann, A., Viaud-Delmon, I., Clarke, S. and Michel C.M., Segregated processing of auditory motion and auditory location: An ERP mapping study. NeuroImage, 16, (2002), pp.76-88.

4-31) Kramer,A.F. and Spinks,J., Capacity views of human information processing, in Handbook of cognitive psychology: Central and autonomic nervous system approaches , ed. JR Jennings and MG Coles, John Wiley and Sons Ltd., West Sussex, England, (1991).

第5章 携帯電話による会話姿勢が首の可動域と回転速度に与える影響

5.1 緒言

携帯電話はいつでもどこでも利用出来るという利便性がゆえに，その利用場所や利用状態が多様化してきており，その中には危険を伴うものが少なくない．例えば自動車運転中に利用したり，バイクや自転車を運転中に利用したりするケースは今や珍しくはなくなっている．道路を歩行中に電話を利用するに至っては日常茶飯事と言っても過言ではない．

こういった利用状態は，交通事故の原因となることが多く，自動車運転時の人身事故をはじめ，駅のホームで携帯電話の利用者が電車にはねられる事故などが発生している．

このような事故の主因は，電話による会話に集中し周囲に対する注意が散漫になって，周囲の変化に対する反応が遅れることにある．いわゆる「意識のわき見」が主な原因であると考えられるが，これによる危険性についてはこれまで多くの研究が行われてきた[5-1)~5-5)]．

このように携帯電話は人間の意識状態に変化をもたらすものであると言えるが，自動車運転中に携帯電話で会話をしている人や街の中を電話しながら歩いている人を見ると，携帯電話は人間の姿勢と動作にも変化をもたらしていることに気づく．最も大きな変化は自分自身の腕および手で自分の頭部を固定しているように見える点である．従来の固定電話や公衆電話を利用する際には電話行為そのものが目的であり，その間，電話に専念出来たため，頭部を固定しても特に問題にはならなかった．しかし携帯電話の場合には，人間のあらゆる生活や仕事の場において利用出来，しかも利用時には他の活動を伴うことが多いため，頭部の固定は他の活動へ影響し，場合によっては危険を誘発すると考えられる．

本章では新しいヒューマンインタフェースやツールが人間の姿勢や動作を抑制する側に制限するものであってはならないとの観点から，携帯電話による会話姿勢から我々が受ける動作制限について検討する[5-6)]．具体的には会話姿勢によって生じる外耳圧迫力が，首の可動域や回転速度をどの程度制限するかを，実験によって明らかに

する．本研究では主に自動車運転における座位姿勢を想定し，臀部を固定した場合の上半身の姿勢と動作を対象とする．臀部を基準とした頭部の動きに関する知見は，立位姿勢の場合の研究へつながるものであると考える．また，本研究では携帯電話の会話中に何らかの危険を察知し，とっさに振り向くことを想定しており，そのときには携帯電話を耳から離さないことを前提としている．

5.2 携帯電話による会話姿勢の定義とモデル

図 5.1 に人間シミュレーションモデル Jack (EDS)[5-7]による携帯電話姿勢，すなわち，手に携帯電話を握り，肘を曲げてスピーカを耳にあてるといった会話姿勢を示す．図では左手で左耳に当てる例を示しているが，225 名(19～24 歳 125 名，25～59 歳 100 名，男性 182 名，女性 43 名，自己申告による利き腕が右 190 名，利き腕が左 20 名，両方 15 名)に調査を実施したところ，左耳，右耳に当てる人はそれぞれ 47.1%，50.2%とほぼ同数であった(2.7%は両方)．年齢別では 24 歳以下の約 6 割が右耳に当て，25 歳以上の約 6 割は逆に左耳に当てるという結果であった．これは右手で携帯電話を持ち，ボタン操作をし，そのまま右耳に当てる携帯電話世代と，左手で受話器を持ち，右手でダイヤルする固定電話世代の習慣の違いであると考えられる．右利きの人の中で右耳に当てる人は 56.3%であった．また，自動車運転をする人 170 名中の 73.5%が運転中には左耳に当てると回答した．以上の結果から，本研究では左右それぞれの耳に当てる場合について検討を行う．

本研究では会話姿勢のモデルとして図 5.2 の三面図に示すような上半身のモデル

図 5.1 携帯電話による会話姿勢

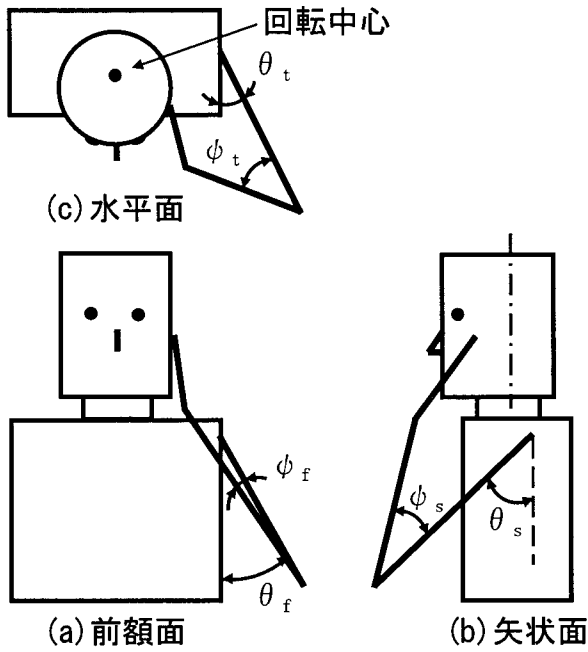



図 5.2 携帯電話による会話姿勢のモデル

を考える．すなわち胴(体幹)は四角柱，頭と首は円柱の剛体とし，上肢は各関節の回転中心を結ぶ骨格線とする．ここで会話姿勢は主に上腕と体幹の間の角 θ と上腕と前腕の間の角 ϕ で決定される．身体の機能上 θ と ϕ の可動域には以下の制限がある [5-8]．

$$\left.\begin{aligned} -30 < \theta_f < 180 \\ -50 < \theta_s < 180 \\ -45 < \theta_t < 100 \\ 35 < \phi < 180 \end{aligned}\right\} \cdots\cdots\cdots\cdots (5\text{-}1)$$

なお，いずれも単位は deg で鉛直下方を 0 とし，図に示している角度の側を正としている．ϕ の制限は 3 次元空間における上腕と前腕のなす角度で示している．

図から頭部，体幹，上肢の間で幾何学的な閉ループが構成されていることがわかる．携帯電話による会話を継続するためには，この閉ループを維持しなければならず，それによって任意の姿勢や動作が制限されると考えられる．したがって会話姿勢における可動域を求める問題は，式(5-1)で示した角度の制約内で先の閉ループが構成される範囲を求める問題となる．頭部の鉛直軸まわりの回転中心は，第 1 頸椎の中心とし，

その他各部の身体寸法値[5-9]からモデルの幾何学的寸法を決定し，閉ループを構成する限界を求めることが出来る．

図 5.3 は水平面内に限定し，首の鉛直軸まわりの限界を求めた例を示す．ここでは，パソコンを用いて，上腕の長さを一定に保ったまま徐々に回転させ，指と耳が離れる時点を表示している．このときの首の回転角は 35°であり，体幹のねじれ(回旋)を許した場合は，最大のねじれ角 40°を加算して 75°が回転可動限界となる．なお，携帯電話を耳に当てない場合は，首の回旋角の最大値 70°に体幹の回旋角を加えて 110°が回転可動限界となる[5-8]．

次に，首を回転する速度および加速度への制限について考える．図 5.4 に頭部前額面における力学モデルの概要図を示す．携帯電話を力 f で耳に押し当てると，その作用点は外耳孔より前方下の下顎枝の部分となる．この作用点は図に示すように頭部の鉛直軸まわりの回転中心からずれているため，トルクが発生する．携帯電話の側に回

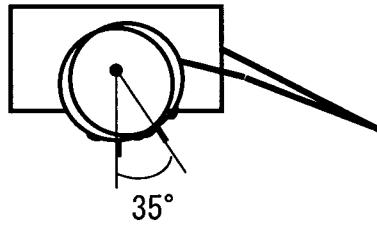



図 5.3 水平面内における首の回転限界の例

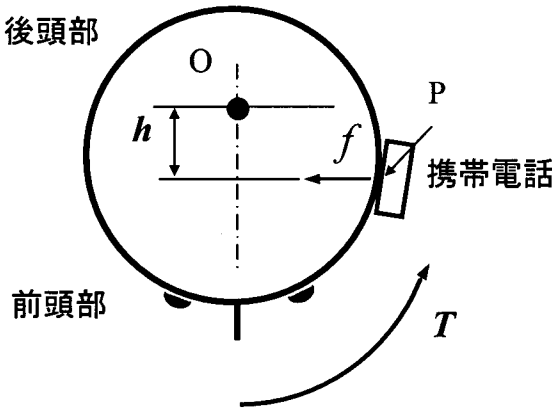



図 5.4 頭部の力学モデル(頭部前額面)

転する場合，図に示す首まわりの筋群によるトルクを T とすると次式が成立する．

$$I\frac{d^2\phi}{dt^2}=T-fh \cdots\cdots\cdots\cdots (5\text{-}2)$$

ここで I は慣性モーメント，ϕ は回転角である．したがって T の大きさが等しければ，携帯電話を押し当てることによって角加速度は減少することになる．それに伴って静止状態から振り向く場合の角速度も小さくなる．一方，回転する方向が携帯電話と逆の側であれば，トルクは増し，角加速度は増加する．

5.3 実験方法

5.3.1 外耳圧迫力測定器

携帯電話を耳に押し当てる力と首の回転速度の関係を実験によって検証するため，図 5.5 に示すような外耳圧迫力測定器を製作した．基本的には携帯電話をステンレス

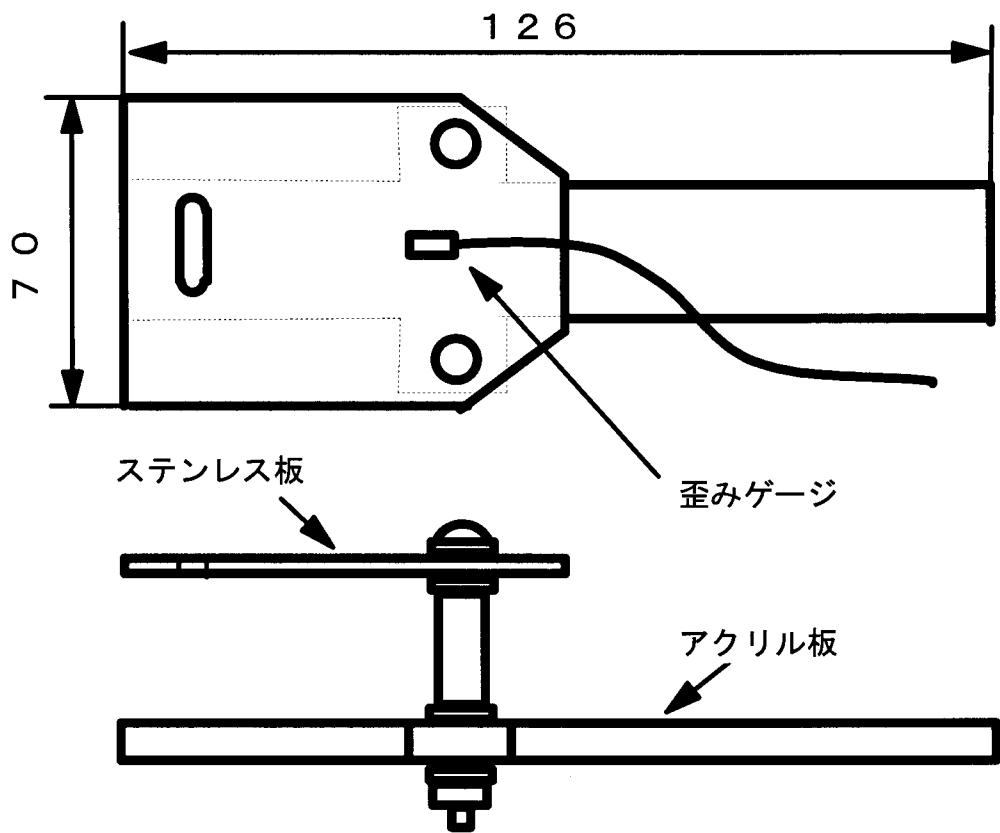



図 5.5 携帯電話による外耳圧迫力測定器

板(t1.2)とアクリル板で挟み，ステンレス板を耳に押し当てるときの板のたわみをひずみゲージで測定する構造となっている．質量は 130 g である．図 5.6 に携帯電話を装着した外耳圧迫力測定器を示す．図のように携帯電話を測定器に装着した状態で，通話相手と会話を交わすことが出来るため，これを用いることによって会話中の外耳圧迫力をリアルタイムに計測することが可能である．

外耳圧迫力測定器のキャリブレーションを行った結果，図 5.7 に示すように 50N までの力に対して力とひずみの関係の直線性が認められた．

次に実験では，この測定器を用いて実際の音声を聞く場合の外耳圧迫力を測定する．被験者は耳の健常な 21～47 歳の男性 10 名とした．携帯電話(NTT DoCoMo 製 P153)を本研究の測定器に装着し，被験者には時報サービスの「何時何分です」の音声を聞かせ，それが正常に聞き取れるように耳に押し当てるよう指示した．なお，この実験に先だって携帯電話音声の大きさのレベルを測定した．測定には普通騒音計を用い，携帯電話のスピーカから 3mm のところで計測し，携帯電話の音量調節値と dB の関係を求めた．実験では 60dB から 90dB までの音量を 10dB ずつ設定し，被験者にそれぞれ 30 秒ずつ聞かせ，その間の外耳圧迫力を記録した．

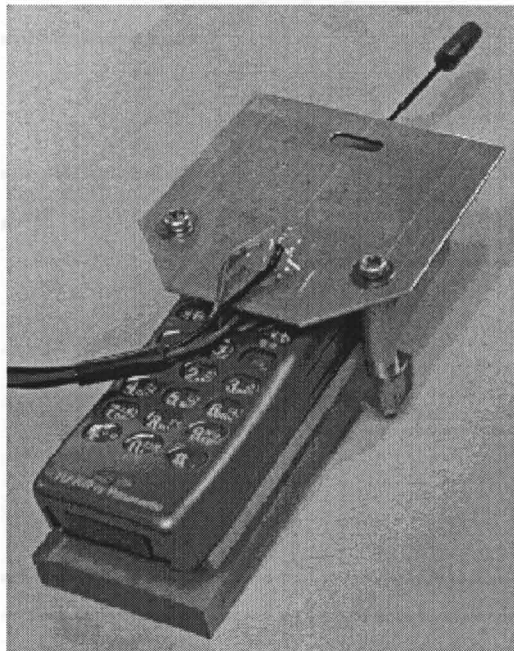



図 5.6 外耳圧迫力測定器に装着した携帯電話

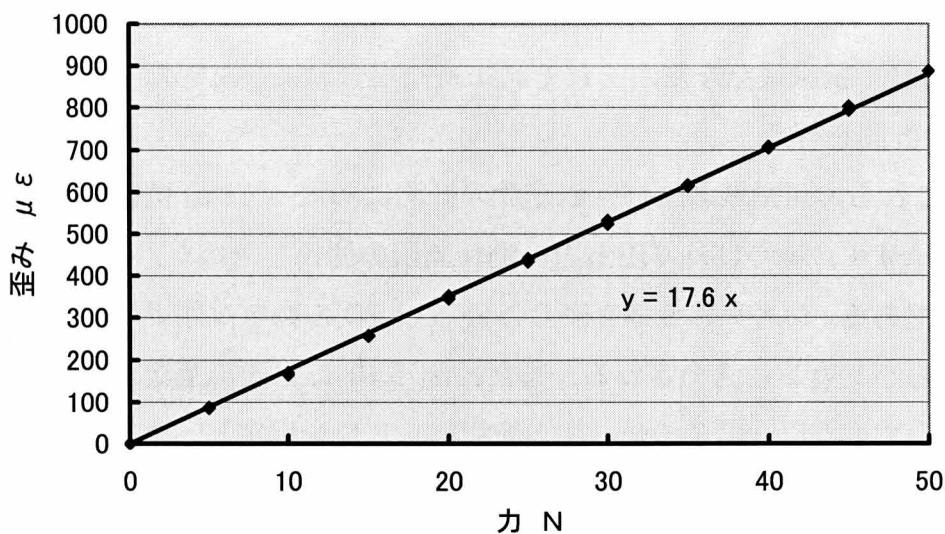



図 5.7 測定器の力とひずみの関係

5.3.2 首の運動計測実験

携帯電話を用いた会話姿勢によって，外耳圧迫が首の可動域と運動速度をどの程度拘束するかについて計測する実験を，耳の健常な 21～47 歳の男性被験者 10 名に対して行った．図 5.8 に実験の概要図を示す．被験者は椅子(座面奥行き 430mm，高さ 420mm，背もたれ高さ 730mm)に着席し，携帯電話を耳に押し当てる力の測定器を左手に握って，会話姿勢を取る．首の運動は鉛直軸まわりの回転だけに限定する．その回転角は，帽子の頭頂部および前頭部に取り付けた 2 個の LED とその鉛直上方にセットした PSD カメラを用いて各 LED の座標を計測し，パソコンに入力して首の回転角に変換する．座標および力のサンプリング周期は 120Hz とした．

表 5.1 に実験条件の組合せを示す．まず，首がどこまで後方に振り向くことが出来るかを計測する．このとき腰や脊椎のひねり，および肩の回転を許すこととし，正面からの左回転について携帯電話を左右のそれぞれに保持した場合について計測する．次に右回転についても，同様に計測を行う．また力測定器を耳に押し当てる場合と当てない(電話なしの)場合についても比較を行う．

次に，出来る限り速く被験者に側方を振り返ってもらう実験を行う．このとき耳を押す力の強さを被験者の判断で 10 とおりに変化させてもらい，それぞれについて計測を 1 回ずつ行う．力の変化が出来るだけ分散するように，実験者が「先ほどより強

く」とか「先ほどより弱く」といった指示を与えた．また同様に電話なしの場合も 5 回ずつ計測し，携帯電話を左右それぞれに持つ場合および左回転と右回転について合計 60 回の計測を行う．

なお，これらの可動域および回転速度の計測にあたっては，携帯電話の音声を聞かせることはせず，純粋に外耳圧迫力と動作制限の関係を求めた．図 5.9 は実験風景を表した図である．システム全体を表している．LED の動きは頭上のカメラがとらえ，アンプからパソコンに入力される．また，図 5.10 には頭部座標点計測システムを示す．図に示すように，帽子の前・後 2 箇所にＬＥＤを固定し，カメラで位置座標を取得する．そして，取得した位置座標はアンプからパソコンに入力する．また，実験に先だって各被験者の会話姿勢を 3 台のビデオカメラを用いて，正面，側面，および上

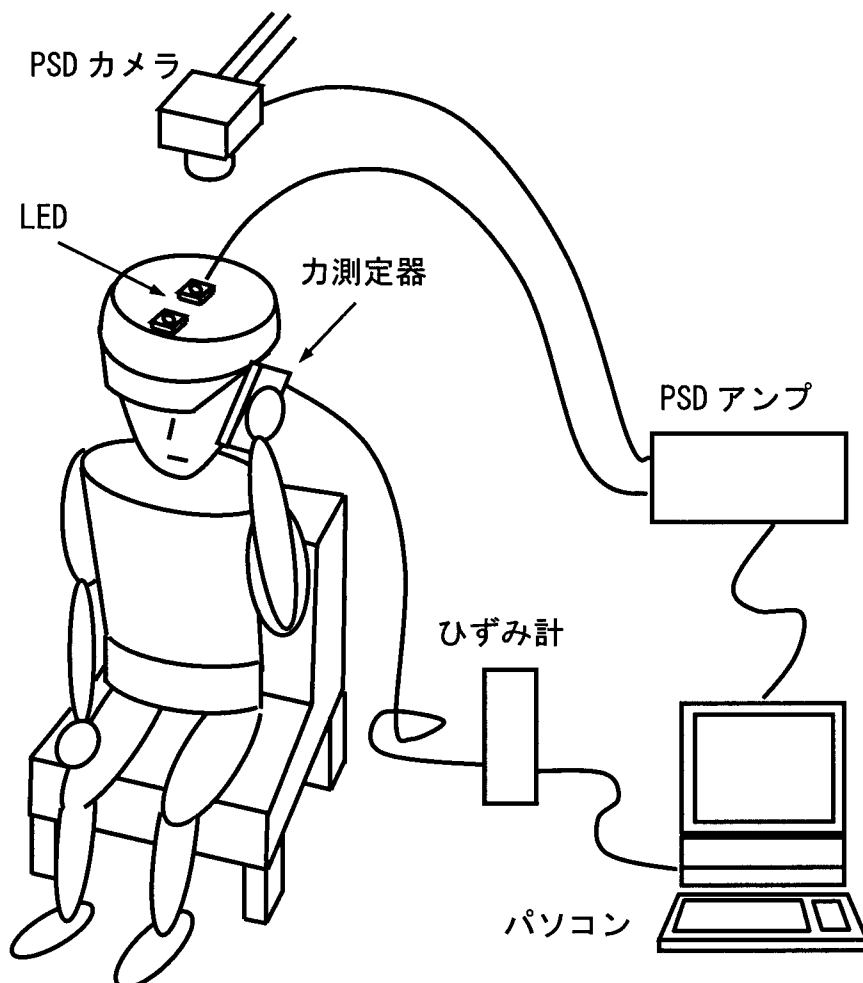



図 5.8 携帯電話を用いた会話姿勢による首の運動計測実験

表 5.1 実験条件の組合せ

(a)静的条件(首の可動域)

首の回転	電話なし	電話姿勢	
		左手保持	右手保持
左方向	1 回	2 回	2 回
右方向	1 回	2 回	2 回

(b)動的条件(首の回転速度)

首の回転	電話なし	電話姿勢	
		外耳圧迫力：10 とおり	
		左手保持	右手保持
左方向	5 回	1 回×10 とおり	1 回×10 とおり
右方向	5 回	1 回×10 とおり	1 回×10 とおり

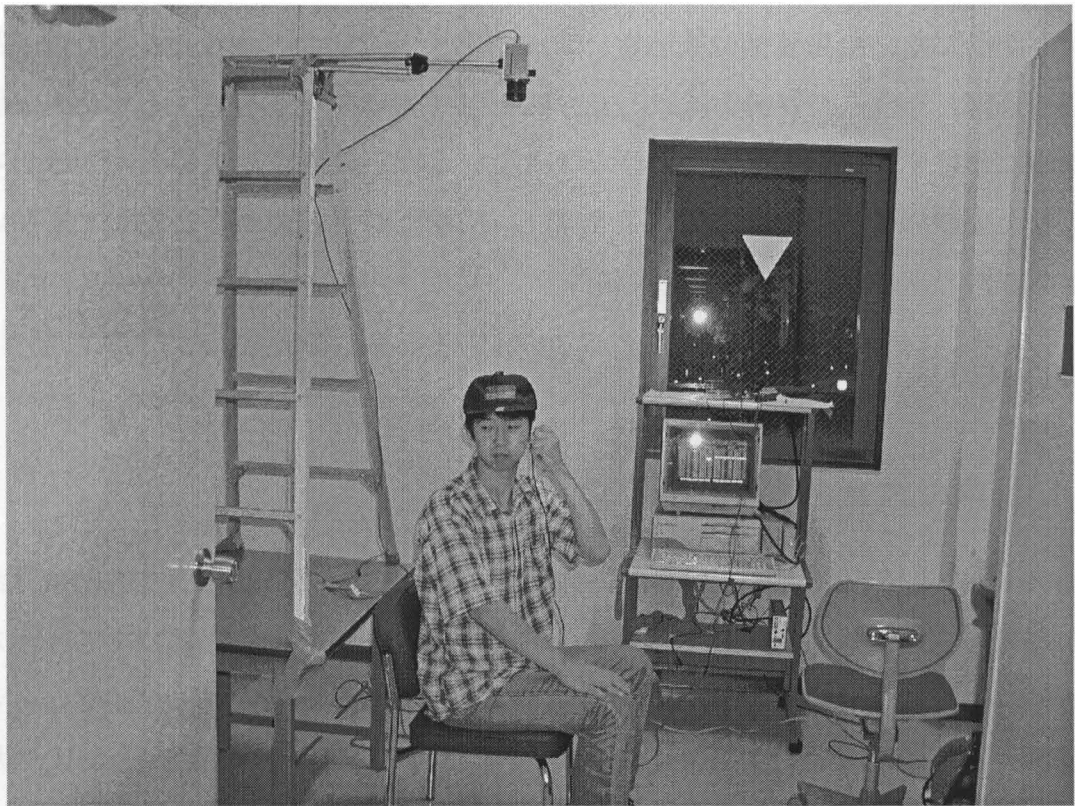



図 5.9 実験風景

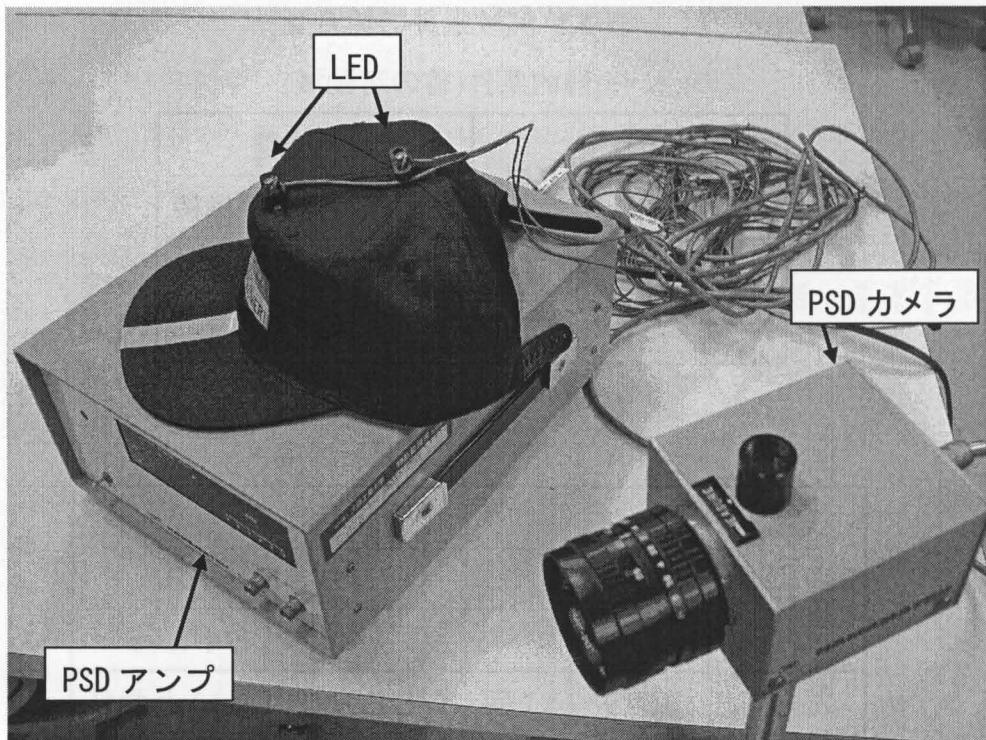



図 5.10 頭部座標点計測システム

面から記録した．会話姿勢は被験者によって若干異なるが，図 5.2 に示した会話姿勢を初期姿勢とし，その姿勢を出来るだけ維持して回転するよう指示した．すなわち肘は体側につけず，回転後も高く上げないこととした．実験後にはビデオ画像から先に定義した上肢の角度 θ および ϕ を計測し，初期姿勢から大きく変化していないことを確認した．

5.4 実験結果

5.4.1 音声の大きさと外耳圧迫力

図 5.11 に音声の大きさと外耳圧迫力の関係を測定した結果を示す．携帯電話の音量を調節して，任意のレベルに設定し，被験者に時報を 30 秒間聞いてもらった．図はその間の外耳圧迫力を平均した値を被験者ごとにプロットしている．図から音声レベルが大きくなるほど，外耳圧迫力は小さくなっているのがわかる．60dB の場合は被験者間のばらつきが最も大きく，人によっては 10N を超えている．このような力が外耳孔の前方下部に作用すれば，首の運動が制限を受けることは容易に推察出来る．

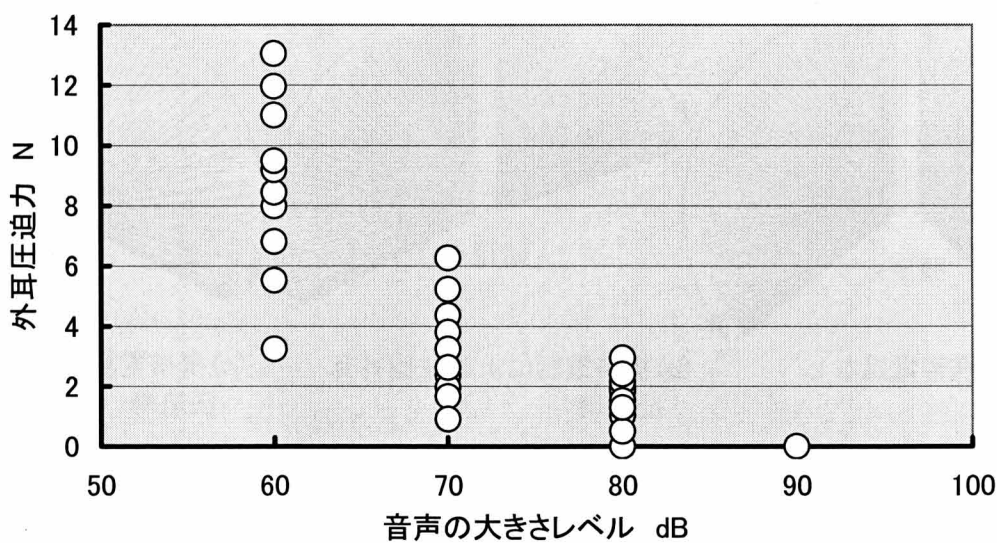



図 5.11 音声の大きさと外耳圧迫力

5.4.2 首の回転可動域と角速度

表 5.2 に被験者 10 名の会話姿勢における各関節角度をまとめて示す．表には平均のほか最大値や最小値を示している．個人差はあるものの，極度に異なる姿勢をとった者はいなかったと言える．

図 5.12 に首の鉛直軸まわりの回転可動域を測定した結果の 1 例を示す．図は，頭頂点と前頭部上方に取り付けた 2 個の LED の座標を結んで出来るスティックピクチャで示している．回転中心となる頭頂点の位置は，首の回転中に若干の移動を生じるが，ここでは 1 点に補正して示している．この図から，携帯電話を持たない場合は，

表 5.2 会話姿勢における各関節角度

	θf	φf	θs	φs	θt	φt
平　均	21.0	5.9	49.7	41.3	22.5	45.0
標準偏差	5.9	2.1	4.5	4.2	4.0	4.9
最大値	28.3	10.7	56.8	49.5	26.5	49.9
最小値	11.2	3.6	43.1	35.6	18.5	40.0

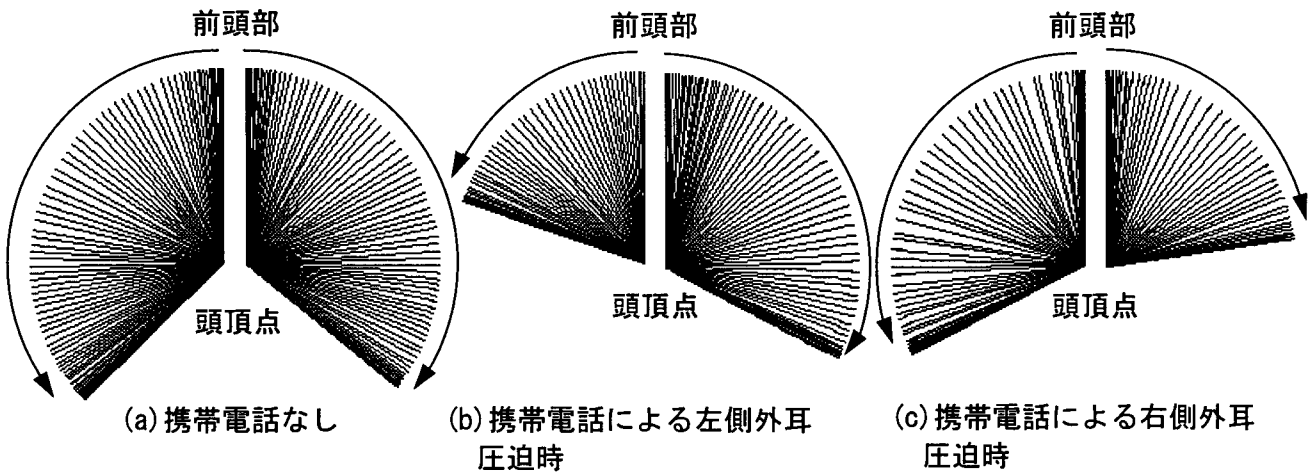



図 5.12 首の鉛直軸まわりの回転可動域を表すスティックピクチャ
(22 歳男子，頭上からの図)

左右ともに頭の後方まで回転することが可能であるのに対して，携帯電話によって左側外耳を圧迫した場合は，左側，右側ともに回転可動域が減少していることがわかる．特に携帯電話を当てる左側は顕著であり，この被験者の場合，正面から真横すら振り向けない状況が示されている．さらに右側外耳を圧迫した場合も，同様の結果となっている．

可動域は式(5-3)によって求めた．すなわち，首が正面から左もしくは右に回転する場合，頭頂点の LED 座標を(x_1, y_1)，前頭部上方の LED 座標を(x_2, y_2)とすると，首の回転角θ(deg)が求まる(図 5.13)．ここで，首の回転が終わるまでに，θの最大値θ_{max}および最小値θ_{min}が決定される．頭が正面を向いている場合には，θ_{min}は 0 となるべきであるが，向きに若干の角度のずれが生じるため，ここではθ_{max}とθ_{min}の差を求め，それを可動域とした．

図 5.14 に被験者 10 名について，首の鉛直軸まわりの可動域をまとめた結果を示す．左回転の場合は，同方向，すなわち左手に携帯電話を持って耳に当てることによって平均で約 30%可動域が減少し，正面から約 80°までしか回転出来ないことがわかる．すなわちこの結果からも平均的には真横を向くことが出来ないことを示している．これは 5.2 節でモデルから求めた値に近い値となっている．また，右手に携帯電話を持って耳に当てる場合も，電話なしの場合に比べて約 15%低い値となっている．右回転の場合もほぼ同様の傾向を示している．なお，各条件における各被験者の可動域の値がそれぞれ正規分布に従うと仮定し，データに対応のある場合の母平均の差の t 検定

回転角　$\theta(\deg) = Tan^{-}\left(\frac{x_2 - x_1}{y_2 - y_1}\right) \times \frac{180}{\pi}$　・・・・・・・・・・・・(5-3)

可動域＝$\theta_{max} - \theta_{min}$

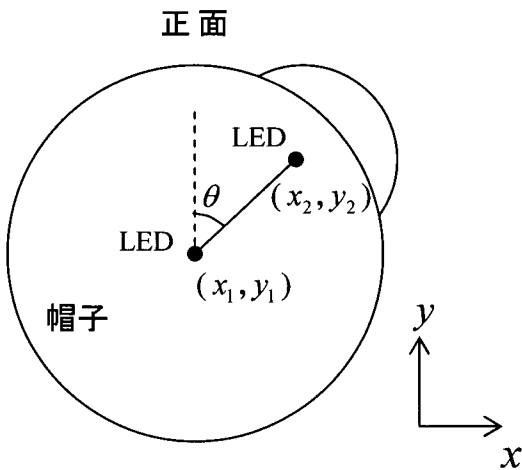



図 5.13 首の可動域の計算

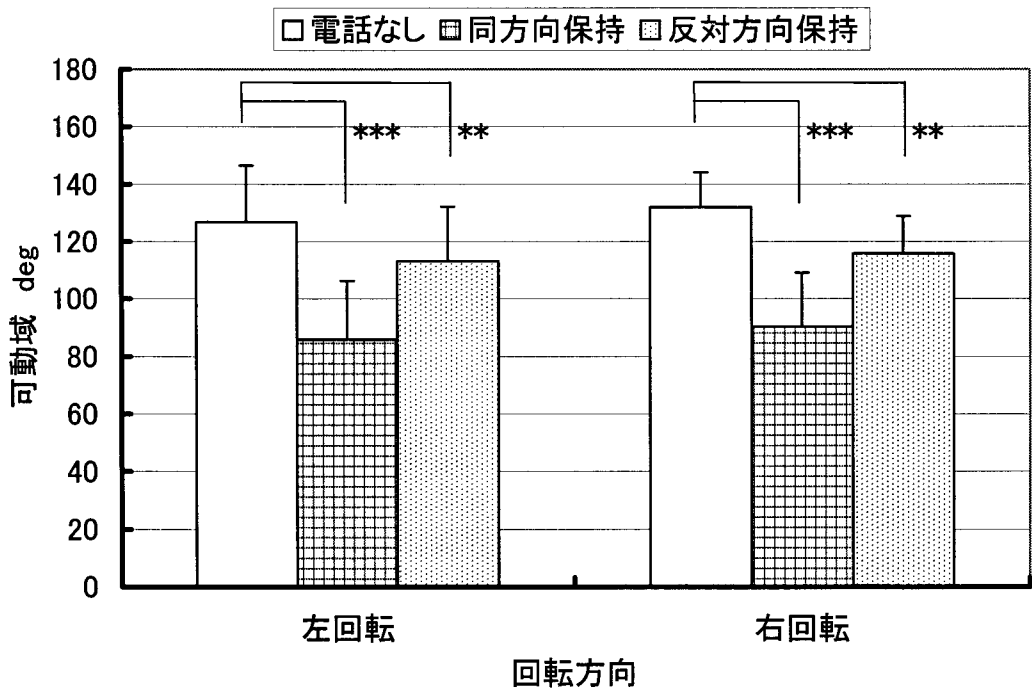



図 5.14 携帯電話を保持した会話姿勢による首の鉛直軸まわり可動域
(正面からの回転角)
(*** p<0.001, ** p<0.05(t 検定, 自由度 9))

(自由度 9)を行った結果，電話なしの場合の可動域と携帯電話を耳に当てた場合の可動域には有意な差が認められた[5-10].

さらに，携帯電話による実際の会話時において，外耳圧迫力を計測した．図 5.5, 5.6 に示した外耳圧迫力測定器に携帯電話を装着し，別室の携帯電話からの質問に答える実験を行った．ここでは，相手の名前や身長，出身高校名などを質問する文章問題と，2 桁の各数値に 1 を加算した数値を答えてもらう計算問題の 2 種類について，測定結果を示している．

図 5.15 に外耳圧迫力の測定例を示す．それぞれの平均圧迫力は 7.7N, 3.7N であり，文章問題の方が圧迫力が大きいことがわかる．また，文章問題の方が力の変動が大きく，計算問題のそれはほぼ一定であることがわかる．これは文章問題は質問の内容が多岐にわたるのに対して，計算問題は限定された範囲の音声のみが安定して聞こえるためであると考えられる．5 人の平均圧迫力はそれぞれ，6.8N(レンジ 5.6〜15.3), 3.1N(レンジ 2.0〜8.4)であった．このような結果をもとに，首の運動への影響を測定

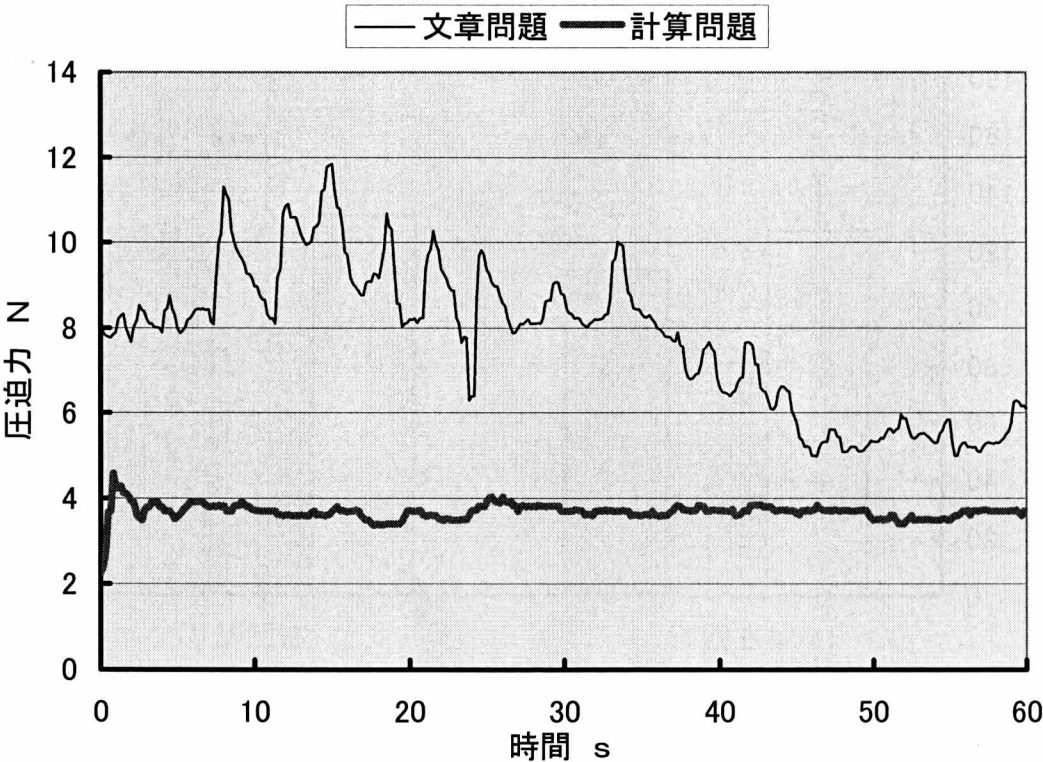



図 5.15 携帯電話による会話時の外耳圧迫力の例
(会話内容による比較)

する際の外耳圧迫力の対象範囲を，数N～数十Nとした．

図 5.16 に耳への圧迫力と首の回転角の測定例を示す．これは，正面の向きからまず急速に左回転し，その後ゆっくりと右回転して元の正面の向きに戻る例である．グラフより耳は実験中に 10N 弱の力で押されていることがわかる．回転角は初めの左回転時に 90° (正面)から 160° まで変化していることがわかる．それに要した時間が約 0.3 秒であることから，その間の首の回転速度は約 233deg/s となる．回転速度(角速度)は式(5-4)を用いて求めた．すなわち，式(5-3)において，時間t_1における回転角をθ_1，時間t_2における回転角をθ_2とすると($t_2 > t_1$)，与式から回転速度(deg/s) が算出される．

$$\text{回転速度(deg/s)} = \frac{\theta_2 - \theta_1}{t_2 - t_1} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots(5\text{-}4)$$

図 5.17 に携帯電話を耳に押し当てる力と首の回転速度の関係を求めた例を示す．これは 23 歳男性の例であり，同図(a)(b)は正面からそれぞれ左回転，および右回転した場合の結果を示している．測定にあたっては，耳に押し当てる力を大きな力から小さな力まで被験者の判断で 10 とおりに設定して，それぞれの場合について首をできるだけ速く回転するよう指示した．図の角速度は最速で回転しているときの値を示し

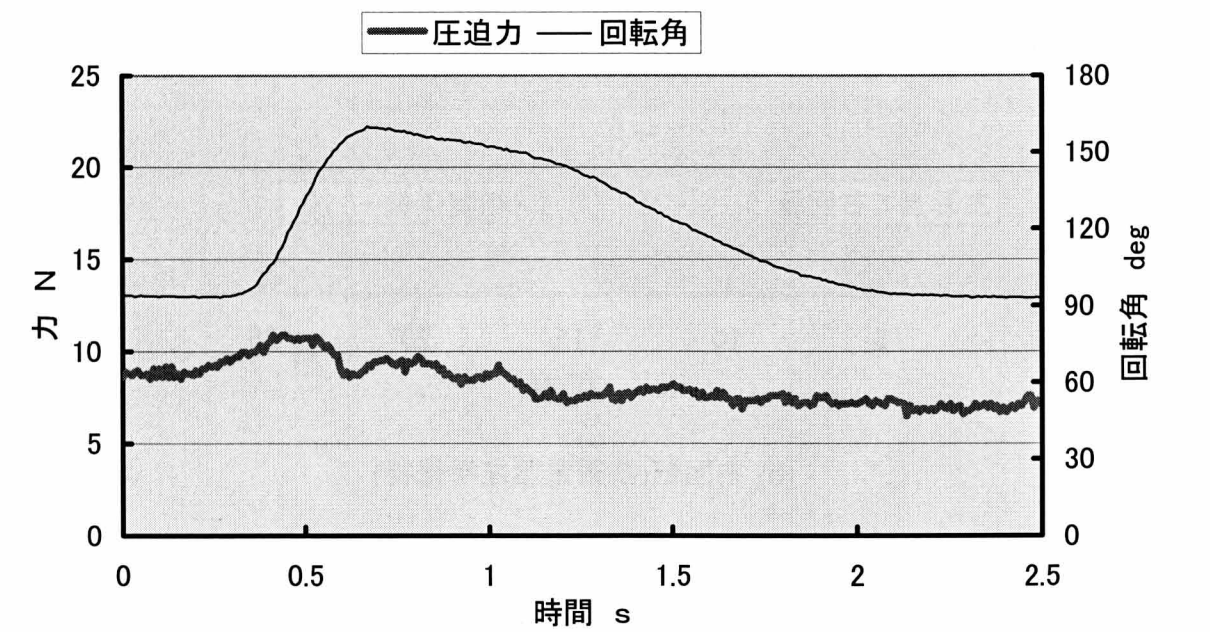



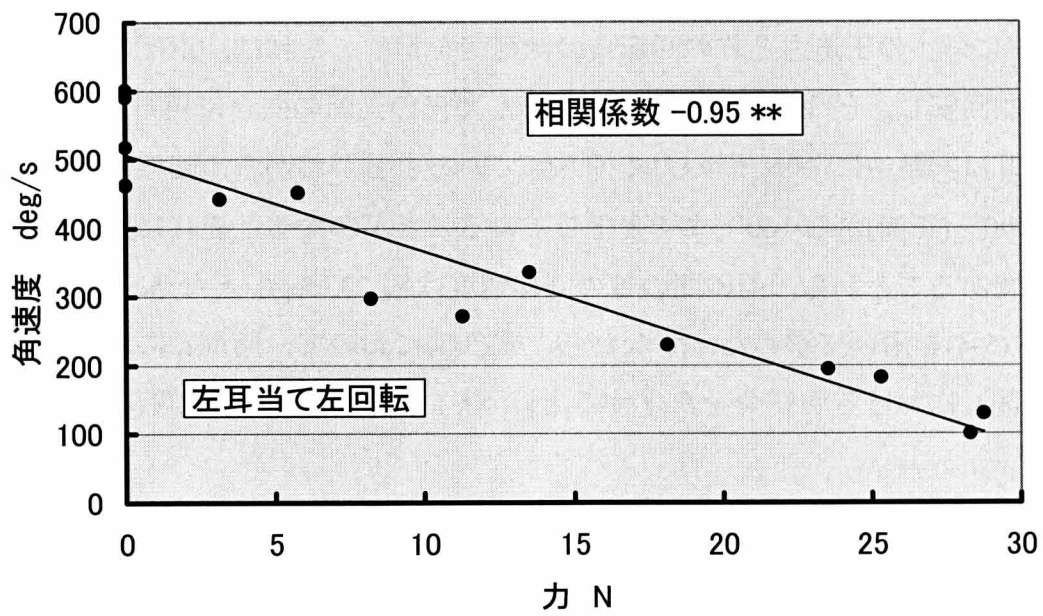
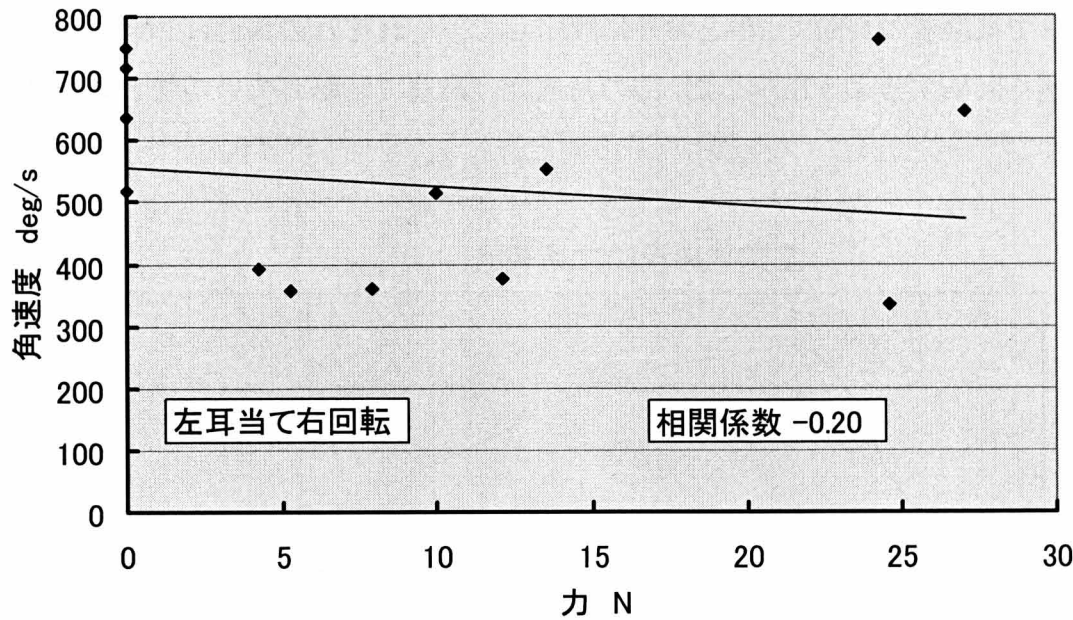
図 5.16 外耳圧迫力と首の回転角の測定例

(a) 左回転(携帯電話左手保持)

(b) 右回転(携帯電話左手保持)

図 5.17 携帯電話を耳に押し当てる力と首の回転速度の関係(23 歳男性)

(** p<0.01(t 検定, 自由度 13))

ている．その結果，力は5～30Nの間，回転速度は100～800deg/sの間の値を示した．各被験者の耳に押し当てる力と首の回転速度が2次元正規分布に従うと仮定し，帰無仮説(無相関)のt検定(自由度13)を行った結果，左回転の場合，両者の間に負の有意に高い相関(-0.95, $p<0.01$)が認められた[5-10]．すなわち，耳に押し当てる力が大きくなるほど首の回転速度が小さくなる傾向がわかる．この傾向は5.2節で述べた力学モデルによる予測と一致している．したがって，首の左回転が携帯電話を押す力によって拘束を受けたと考えられる．なお，他のいずれの被験者についても，それぞれ負の有意な相関(-0.72～-0.93，$p<0.01$)が認められた．

ここで，電話を保持する場合としない場合で，90°回転するのに要する平均時間を求めると，それぞれ0.35秒，0.20秒となる．電話を耳に当てることによって真横を向くのに0.15秒長くかかる計算になる．

一方，図(b)の右回転の場合，同様に相関係数の検定を行った結果，携帯電話を耳に押し当てる力と角速度の間には相関が認められない(-0.05～-0.23, $p>0.25$)．5.2節のモデルでは携帯電話を押し当てる力によって，首の回転速度が増加することを予測した．グラフの携帯電話を押し当てる場合のデータだけで相関係数を求めると0.41(自由度8，$p<0.15$)となり，弱い相関は認められる．また，携帯電話を当てることによって当てない場合より速くなるケースも見られる．したがってモデルで予測した傾向と矛盾はしないと言える．しかしこの場合は，左手が首の回転を追いかける状態となり，携帯電話が耳から離れないように微妙な制御が働くため，そのときによって速度が異なるものと推測される．このことは5.2節で述べた式(5-2)のモデルで説明するには限界があり，今後の検討課題である．

なお，携帯電話を右耳に押し当てる場合の結果は，左耳に押し当てる場合の結果とほぼ同様の傾向を示した．また，今回の実験が日常の携帯電話使用と異なるか否かについて質問を行ったところ，特に違和感を訴える被験者はいなかった．

5.5 結言

携帯電話による外耳圧迫力が，首の可動域や運動速度に与える影響を明らかにするため，外耳圧迫力測定器を製作し，携帯電話を耳に押し当てたまま首の静的な可動域並びに動的な回転速度を計測する実験を行った．その結果は以下のようにまとめられる．

(1) 本研究で製作した外耳圧迫力測定器は，携帯電話による会話中の外耳圧迫力を正確に測定することが可能であり，実際の音声を聞く場合では 0N～14N の力で耳を圧迫していること，さらに意識的に圧迫すれば数十 N の力が外耳に作用することがわかった．

(2) 携帯電話を持つ側の首の静的な回転可動域は，携帯電話を耳に押し当てない場合に比べて，約 30%減少し，正面から約 80°までしか回転出来ない．

(3) 携帯電話を持つ側の首の動的な回転速度は，携帯電話による外耳圧迫力が大きいほど小さくなる．電話を保持する場合としない場合で，正面から 90°回転するのに要する平均時間は，それぞれ 0.35 秒，0.20 秒となり，電話を耳に当てることによって，真横を向くのに平均して 0.15 秒長くかかる．

以上から，携帯電話を使用することによって，首の可動域が減少するほか，意識のわき見だけでなく，携帯電話使用者自身の腕による力の拘束によって，反応時間の遅れも生じることが明らかとなった．

参考文献

5-1) 川野常夫，西田修三，橋本正治，森脇俊道，自動車運転と携帯電話の同時行為における運転・会話特性と衝突回避反応に関する研究，交通科学, Vol.28, No.1, No.2, (1998), pp.66-70.

5-2) 川野常夫，自動車運転時の運転特性，会話特性から見た携帯電話の影響，日本人間工学会主催シンポジウム「携帯電話の利用性と人間工学」, (1998), pp.37-42.

5-3) 川野常夫，西田修三，橋本正治，東義隆，森脇俊道，自動車運転中における同乗者との会話と携帯電話による会話の相違に関する実験的検討，日本人間工学会主催シンポジウム「携帯電話の利用性と人間工学」, (1998), pp.79-82.

5-4) Goodman, M.J., Tijerina, L., Bents, F.D. & Wierwille,W.W., Using Cellular Telephones in Vehicles: Safe or Unsafe?, Transportation Human Factors, Vol.1, No.1, (1999), pp.3-42.

5-5) 川野常夫，西田修三，橋本正治，東義隆，森脇俊道，自動車運転時の運転特性と会話特性に与える携帯電話の影響，シンポジウム「カーナビ・携帯電話の利

用性と人間工学」, (2000), pp.25-34.

5-6) 川野常夫, 東義隆, 森脇俊道, 携帯電話による会話姿勢が首の可動域と回転速度に与える影響, ヒューマンインタフェース学会論文誌, Vol.5, No.2, (2003), pp.37-43.

5-7) Electronic Data Systems Corporation, http://www.eds.com/products/plm/efactory/ jack/

5-8) 中村隆一, 斎藤宏, 基礎運動学第４版, 医歯薬出版, (1992), pp.423-426.

5-9) 人間生活工学研究センター, 日本人の人体計測データ, (1997), pp.1-527.

5-10) 近藤良夫, 舟阪渡, 技術者のための統計的方法, 共立出版, (1985), pp.123-413.

第 6 章 結論

本研究では, 自動車運転と携帯電話の同時処理における危険性とヒトの特性を解析することを目的として, 以下の実験を行った.

1. 携帯電話による会話と自動車運転の同時処理における空間的および非空間的情報の干渉

2. 携帯電話を用いた会話における音質低下およびそれに伴う聴覚認知負荷
   (a) 音質低下の測定
   (b) 脳神経反応の計測

3. 携帯電話による会話姿勢が首の可動域と回転速度に与える影響

本研究における実験結果は次のようにまとめられる.

まず第 3 章では, 携帯電話を用いた会話内容に対して脳が処理する空間的情報や非空間的情報が, 自動車運転のために脳が対応する空間的情報処理と非空間的情報処理のそれぞれに対してどれだけ干渉し悪影響を与えるかを, 自動車運転シミュレータを用いた実験によって検討した.

本実験で得られた結果をまとめると以下のようになる.

(1) 自動車運転において視覚による空間的情報処理は, 携帯電話からの聴覚による別の空間的情報の処理とより多く干渉し, 走行安定性などのパフォーマンスを低下させる.

(2) 信号判断のような視覚による非空間的情報処理は, 携帯電話からの聴覚による別の非空間的情報の処理とより多く干渉し, ブレーキ操作の反応時間を遅らせる.

第 4 章では, 携帯電話を用いた会話における音質低下およびそれに伴う聴覚認知負荷について検討した.

本実験では, はじめに 2 つの携帯電話間の会話における会話音質の低下を測定した.

次に，音質低下の中で途切れに着目し，被験者の左あるいは右耳に呈示した会話音声が，突然途切れる際の脳神経活動を MEG で計測した．

本実験で得られた結果をまとめると以下のようになる．

(1) 携帯電話を用いた会話において，スペクトルの乱れ，伝達遅れ，途切れの 3 タイプの音質低下があることがわかった．

(2) 自動車内において携帯電話で会話した場合の会話音声は，車が停車中のときよりも走行中の方が途切れて無音となる時間が長く，途切れの発生頻度も多くなった．

(3) 途切れた会話音声は途切れの *offset* と *onset* の両方で脳神経反応を誘発した．

(4) 右側頭葉においては刺激される耳に関係なく，*off* 反応が *on* 反応よりも有意に大きくなった．

(5) 会話音声の途切れ(*offset*)によって，3 つの電流双極子が誘発されることが明らかとなった．

すなわち，

①左側頭葉(上側頭回)に 1 つの電流双極子が推定された．

②右側頭葉(上側頭回)に 1 つの電流双極子が推定された．

さらに，

③右頭頂葉(下頭頂小葉)に 1 つの電流双極子が推定された．

(6) 左側頭葉および右側頭葉に推定された電流双極子は，位置とピーク潜時において，それぞれコントロール(純音:tone burst, puretone)の場合と有意差は無かった．したがって，これらの電流双極子は音声の途切れ(*offset*)に伴うものであると考えられる．

(7) 会話音声の *offset* では刺激の耳に関らず，右頭頂葉に電流双極子が推定された．

第 5 章では，携帯電話による外耳圧迫力が，首の可動域や運動速度に与える影響を明らかにするため，外耳圧迫力測定器を製作し，携帯電話を耳に押し当てたまま首の静的な可動域並びに動的な回転速度を計測する実験を行った．

本実験で得られた結果をまとめると以下のようになる．

(1) 本実験で製作した外耳圧迫力測定器は，携帯電話による会話中の外耳圧迫

力を正確に測定することが可能であり，実際の音声を聞く場合では0N～14Nの力で耳を圧迫していること，さらに意識的に圧迫すれば数十Nの力が外耳に作用することがわかった．

(2) 携帯電話を持つ側の首の静的な回転可動域は，携帯電話を耳に押し当てない場合に比べて約30%減少し，正面から約80°までしか回転できない．

(3) 携帯電話を持つ側の首の動的な回転速度は，携帯電話による外耳圧迫力が大きいほど小さくなる．電話を保持する場合としない場合で，正面から90°回転するのに要する平均時間は，それぞれ0.35秒，0.20秒となり，電話を耳に当てることによって，真横を向くのに平均して0.15秒長くかかる．

概して，運転中の携帯電話の使用は危険であると言わざるを得ない．

折しも，我が国では1999年11月に自動車走行中の携帯電話使用を禁止する法律が施行されたが，運転者の自覚とマナーに大きく委ねられているため，これで問題がすべて解決したというわけでは決してない．

携帯電話のように移動中にいつでも連絡が取れる仕組みは，すばらしい技術であり，それを抑圧的に否定することはない．

今後，運転者への負担や注意の妨害などを最小限にくい止めるようなシステムを人間工学，認知科学などの観点から検討していく必要がある．

第3章では，眼からの運転情報と耳からの携帯電話音声の情報が，ともに空間的な情報や非空間的な情報を処理する場合には，運転パフォーマンスの低下やブレーキ反応時間の遅延をもたらすという知見が得られた．今後，これらの脳内メカニズムを明らかにし，より安全な運転を支援する方策を見いだす必要がある．

安全策としては，眼と耳の情報を干渉させないようなシステムが考えられる．眼が運転における自動車走行制御といった空間的情報処理を行い，耳では「100m先を左折，続いて30m先を右折・・・」といった位置情報に関する音声を携帯電話経由で聞く場合には，脳内において眼と耳の空間的な情報処理の干渉が生じ，パフォーマンスが低下する．従って，この空間的な干渉を防ぐためには，眼からの情報を空間以外の情報に変換するような，運転中に空間を意識しなくてもよいシステムが考えられる．例えば，運転者の車のフロントガラスに，速度に応じて上下に動く目印を表示させ，

それが前の車に重なるようにアクセル・ブレーキ調節を行うだけで，車間距離の調整が出来る．このことにより，周りの空間的情報は極力カットされ，携帯電話との干渉を軽減するものと考えられる．

一方，眼が運転における信号処理といった非空間的情報処理(色覚的情報処理)を行い，耳では「ニンジン3本とホウレンソウ5本を買って・・・」といった色覚や形態に関する音声を携帯電話経由で聞く場合には，脳内において眼と耳の非空間的な情報処理の干渉が生じ，ブレーキ反応が遅れたり，目前の信号を見落としたりすることがわかった．従って，この非空間的な干渉を防ぐためには，眼からの信号の情報を別の情報に変換することが考えられる．例えば，自動車内にカメラを設置し，行く先の信号を認識させ，状況に応じて変換した情報を伝える．信号が赤色の場合には「止まれ」というように，信号の色情報を音声に変換して運転者に伝える．このことにより，携帯電話の非空間的情報処理との干渉は防げるものと考えられる．

以上に述べた安全策は，車の自動運転につながるものと考える．

第 4 章では，携帯電話を経由した会話音声は頻繁に途切れ，また右側頭葉において，会話音声の途切れは *onset*(途切れが終了し，音声が再開する時点)よりも *offset*(途切れ開始時点)で，より脳を活動させることがわかった．このことは，途切れが聴覚神経システムに負担を与えることを示唆する．ゆえに，他のイベントを検出するための知覚資源の割り当てが少なくなると考えられる．従って，途切れを含む会話音声を，運転中に携帯電話を通して聞く場合には，自動車事故を誘発する危険性があることを示唆する．

ゆえに，この結果からは携帯電話の途切れ(ノイズ)をなくすことが運転中の安全策として考えられる．

第5章では，携帯電話を使用することによって，首の可動域が減少するほか，意識のわき見だけでなく，携帯電話使用者自身の腕による力の拘束によって，反応時間の遅れも生じることが明らかとなった．

可動域が減少することは，視野が狭くなることを意味する．すなわち，これを改善する安全策としては，自動車運転中に従来以上の視野を確保できるシステムが考えられる．視野を広く確保するには，携帯電話そのものを改良し，車載ハンズフリーシス

テムのように，電話を耳に押し当てなくても通話できるようなインタフェースが考えられる．しかし，携帯電話を手に持ち，耳に押し当てるという姿勢は，普段の生活においてヒトがよく慣れており，最も使いやすい姿勢であると考える．従って，視野をより広く確保するためには，携帯電話ではなく自動車側で安全性向上を図ることが考えられる．すなわち，自動車を携帯電話対応型にすることである．自動車のドアミラーやルームミラーが運転者の携帯電話姿勢に応じて自由に動き，常に視野を広く確保できるように運転を支援することができれば，可動域減少の問題は解決できるのではないかと考えられる．なお，反応時間の遅れの問題については，携帯電話姿勢をとりながら首を回転させることに習熟すれば，改善されると考える．

付録 1　122ch 全頭型脳磁計のセンサー配置

Scan order of MEG channels

View from top (outside of the head)

図 1　122ch 全頭型脳磁計のセンサー配置
(NeuroMag-122,Finland)

付録 2　レーザードップラー血流計の仕様

レーザー	半導体レーザー，波長 780nm
プローブ先端出力	約 2mW
測定範囲	半径約 1mm の半球形部分
血流量(FLOW)	0〜100ml/min/100g
タイムコンスタント	0.1, 1.0, 3.0sec
チャンネル数	1ch
電源	100V 50/60Hz 15VA
寸法	260W×250D×60H(mm)
重量	2Kg

付録 3　自動車運転シミュレータ・センサの主な仕様

1．巻線多回転形ポテンショメーター(アクセル，ハンドル部)

■電気的，機械的特性

	アクセル部	ハンドル部
項目	RRS 3	RRS 5
定格電力	0.3W	0.5W
抵抗値範囲	50Ω〜20KΩ	50Ω〜50KΩ
抵抗値許容差	±5%	
最高使用電圧	DC250V	
残留抵抗値	0.5% max.	
等価雑音抵抗	100Ω max.	
絶縁抵抗	DC500V 100MΩ min.	
絶縁耐圧	AC750V for 1 minute	
電気的回転角	1080°	1800°
機械的回転角	1080° 3回転	1800° 5回転
回転トルク	9.8×10^{-3}N・m(100g-cm) max.	
回転止強度	3.9×10^{-1}N・m(4kg-cm) min.	
重量	13g	18g

■環境特性

動作温度範囲	-55℃～125℃
抵抗温度係数	100ppm max.

2．接触形直線変位センサ(ブレーキ部)

■外形寸法・取付寸法表

	LP-100F
外形寸法	138±1mm
機械的ストローク	103±1mm
取付ピッチ	124mm

■電気的仕様

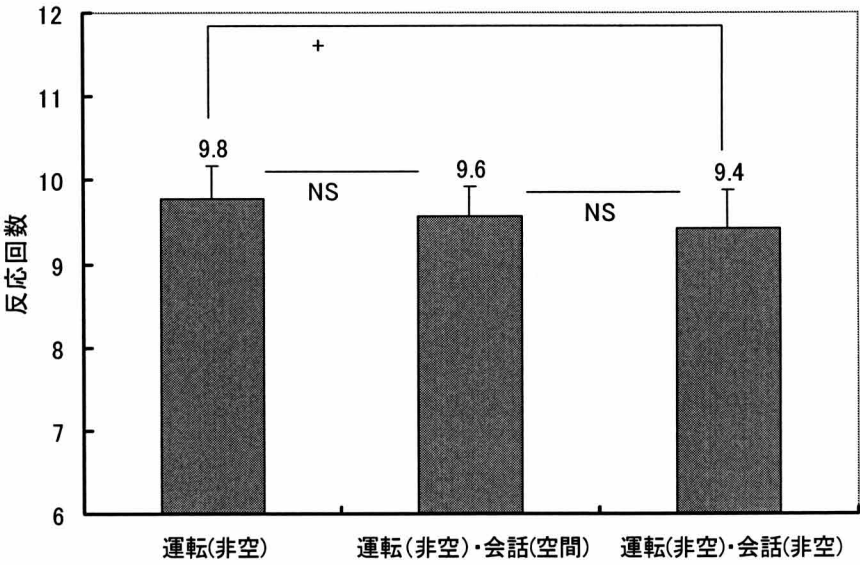
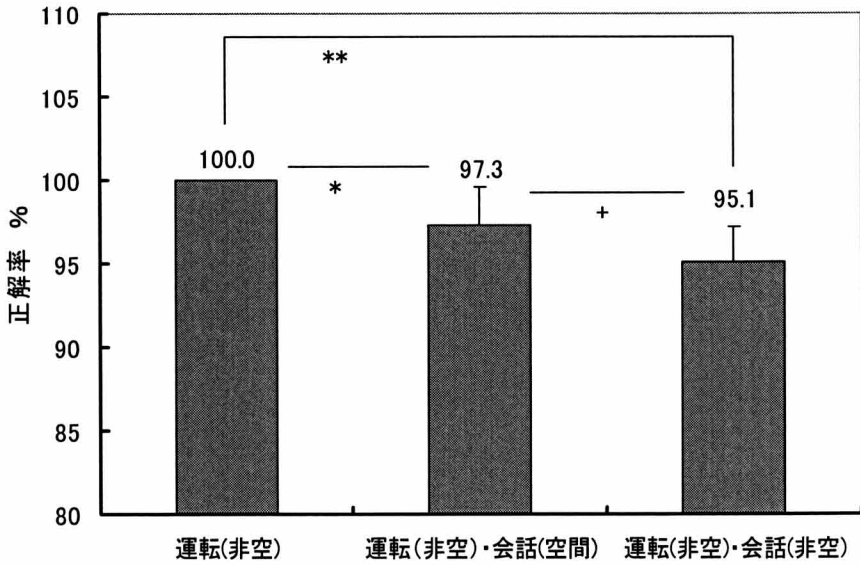
有効ストローク	100mm
全抵抗値	5kΩ
全抵抗値偏差	±20%
単独直線性	±0.3%
定格電力	2W / 70℃
出力スムーズネス	0.1% / 以下
絶縁抵抗	100MΩ以上DC500V
耐電圧	AC500V 1分間
抵抗温度係数	±400ppm / ℃

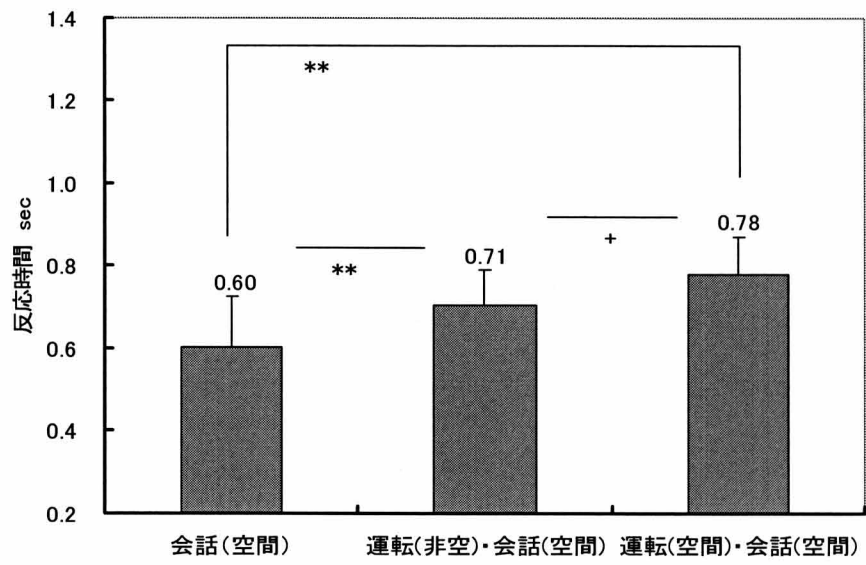
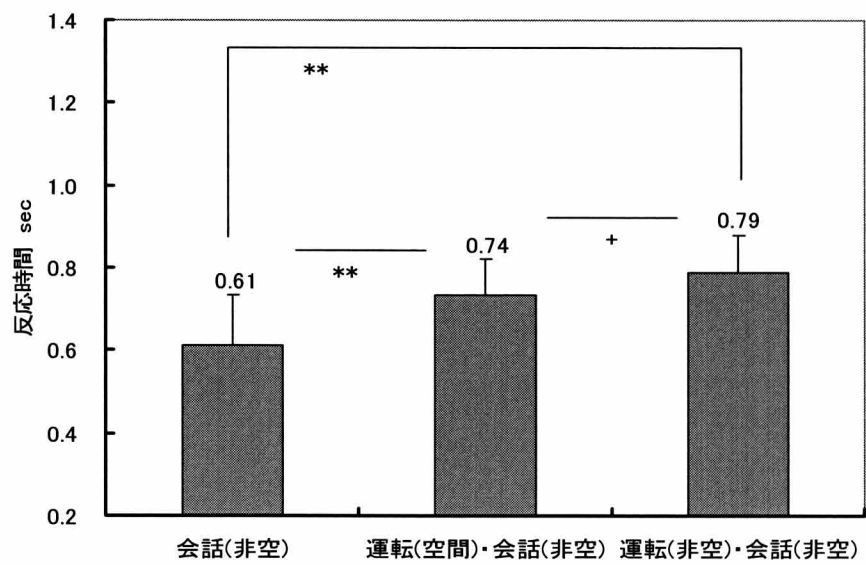
■機械的仕様

フリクション	98 × 10^{-2}N以下
質量	約110g

■環境特性

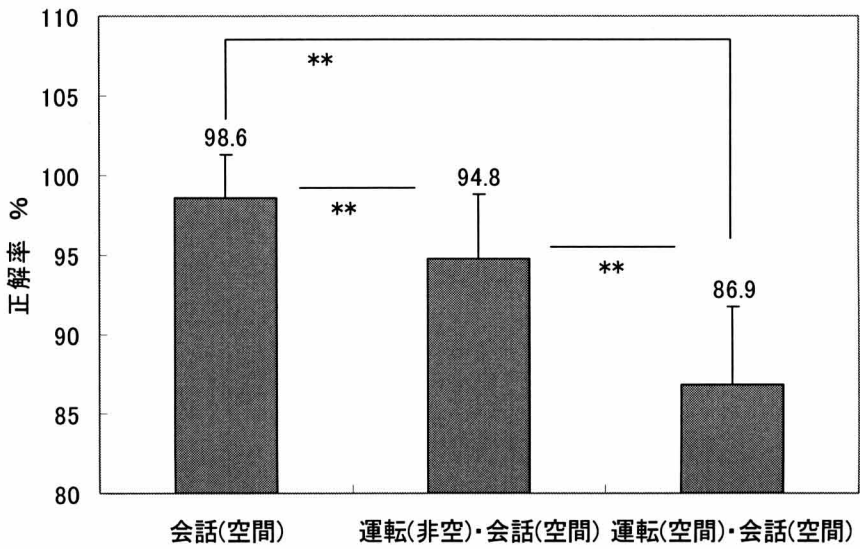
使用温度範囲	-25～80℃
振動	100m/s^2 500Hz 3軸各2時間
衝撃	500m/s^2 11ms 6方向各3回
寿命	500万往復以上

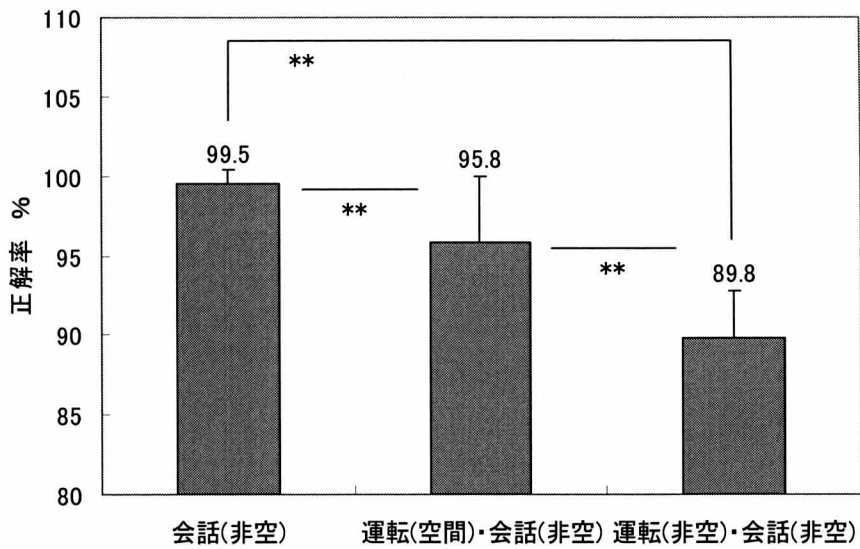
付録 4　ブレーキ反応回数と正解率

(a) 運転の非空間的情報処理におけるブレーキ反応回数
(+ : p<0.1, NS : Not Significant(t 検定, 自由度 11))

(b) 運転の非空間的情報処理におけるブレーキ反応正解率
(** : p<0.01, * : p<0.05, + : p<0.1, NS : Not Significant(t 検定, 自由度 11))

付録 5　会話の反応時間

(a) 会話の空間的情報処理における反応時間

(** : p<0.01, + : p<0.1, (t 検定，自由度 11))

(b) 会話の非空間的情報処理における反応時間

(** : p<0.01, + : p<0.1, (t 検定，自由度 11))

付録 6　会話の正解率

(a) 会話の空間的情報処理における正解率

(** : p<0.01, (t 検定, 自由度 11))

(b) 会話の非空間的情報処理における正解率

(** : p<0.01, (t 検定, 自由度 11))

謝辞

本研究の間，終始御指導ならびに御鞭撻を賜りました神戸大学工学部森脇俊道教授に心から感謝いたしますとともに，厚くお礼申し上げます．また，本論分の作成にあたり，御多忙中にもかかわらず御指導ならびに御高閲を賜りました神戸大学文学部松嶋隆二教授，神戸大学工学部吉村武晃教授，神戸大学大学院自然科学研究科柴坂敏朗助教授に感謝いたしますとともに，厚く御礼申し上げます．また，多くの御助言と御支援を賜りました神戸大学工学部鈴木浩文助教授，同　道脇昭技官に心からお礼申し上げます．

本研究の遂行にあたり，実験の計画から論文の作成に至るまで，全般的な御指導ならびに御鞭撻を賜りました摂南大学工学部川野常夫教授に深甚なる謝意を表します．

本研究の実施にあたり，御教示と御支援を賜りました産業技術総合研究所関西センターの浜田隆史氏，同　岩木直氏に心から御礼申し上げます．

神戸大学工学部工作技術センターの吉田秀樹技官には，本研究における実験装置の製作にあたり，御助言ならびに御協力を賜りました．厚くお礼申し上げます．

本研究において，論文作成に御協力を頂いた神戸大学大学院生の北川貴博氏に感謝いたしますとともに，忙しい中，実験の被験者として御協力を賜りました皆様，神戸大学工学部機械工学科・森脇研究室の皆様に深く感謝いたします．